

# レーザーを利用したNiTi合金チューブの微細切断加工

## Micro Cutting for NiTi Alloy Tube using Laser Process

窪田真一郎, 横溝 精一, 浅原 美則\*, 岸本 卓\*, 山下 修蔵\*

Shinichiro KUBOTA, Seiichi YOKOMIZO, Minoru ASAHARA, Suguru KISHIMOTO and Syuzo YAMASHITA

キーワード レーザ切断/ NiTi合金/ YAGレーザー/ステント

KEYWORDS Laser Cutting/ NiTi alloy/ YAG laser/ Stent

### 1 はじめに

近年、胆管や頸動脈などの疾患に対して、超弾性機能を有したステントが使用され始めている。狭心症等の治療に用いられる冠動脈用ステントは、拡張時にバルーンを用いる“balloon expandable”タイプである。一方、胆管ならびに頸動脈用ステントは、NiTi合金の形状記憶ならびに超弾性機能を利用した“self expandable”タイプである。留置箇所にて、拘束を解くことによって自ら元の形状に復元し、狭窄部を拡張、支持する<sup>1)</sup>。NiTi製ステントは柔軟性に優れていることから、消化管や血管の屈曲部や大きな変形に対して、フレキシブルに適合することができる。さらに、これらの利点は、脳血管などのように細かく枝分かれした部位の治療にも有効であると考えられており、開発ならびに実用化が進められている。これまでに、コバルトクロム合金製チューブを用いた冠動脈用ステント(φ1.55 mm, 肉厚0.1mm)の切断工程についてはほぼ確立できた<sup>2)</sup>。一方、NiTi製ステントは、φ2.5 mm程度のNiTi製チューブに網目形状を加工した後、形状記憶のための熱処理を行いながらφ15~20 mmまで拡張される。そのため、冠動脈用ステントと比べて形状が複雑であることから、切断パスの設計が仕上がり品質に大きく影響をおよぼす。本報告ではNiTi製ステントの切断工程の高品質化について述べる。

### 2 実験方法

#### 2.1 レーザ加工装置

本実験ではレーザー加工装置として、微細レーザー加工システム(LPL System Inc.製Stent\_Cutter System 2002)を使用した。図1に外観図を示す。本装置は、YAGレーザー発振器、光学系ならびに駆動部から構成されている。YAGレーザー発振器は、パルス発振方式である。本装置においては、

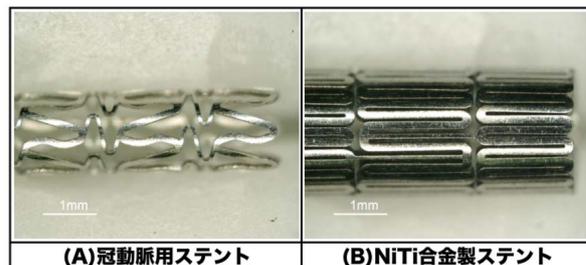
レーザー照射点を水冷する機能を有している。被加工物である金属製チューブの一端から冷却水を供給し、加工点である他端側を水流で冷却する。本実験では、切断幅を約50μmに設定している。駆動部は、直線ならびに回転ステージを組み合わせたものであり、NCプログラムにより制御される。本実験では、被加工物としてφ2.45 mm, 肉厚0.19 mmのNiTi合金製チューブ(Minitubes社製)を使用した。



図1 レーザ加工機の概要図

#### 2.2 NiTi製ステントの形状

図2は本実験で試作したステントの展開図を示したものである。図2(A)は冠動脈用ステントの形状であり、図2(B)は本実験で試作したNiTi製ステントである。図から明らかなように、NiTi製ステントは円周方向のセル数が非常に多い。これは拡張したときの半径方向の剛性を高めるためである。表1は、冠動脈用ステントとNiTi製ステントの形状を、切断距離ならびに表面積の観点から比較したものである。本実験で試作したNiTi製ステントのレーザー切断距離は従来の形状の約4.5倍であるため、加工時間が長い。また金属チューブをレーザー加工により除去する割合は、従来形状が72%であるのに対して、NiTi製ステント形状は



(A)冠動脈用ステント

(B)NiTi合金製ステント

図2 NiTi製ステントの形状

\*株式会社 日本ステントテクノロジー

表1 切断距離ならびに表面積の比較

	切断距離	表面積	除去率
(A)	470mm	26mm <sup>2</sup>	72%
(B)	2100mm	131mm <sup>2</sup>	56%

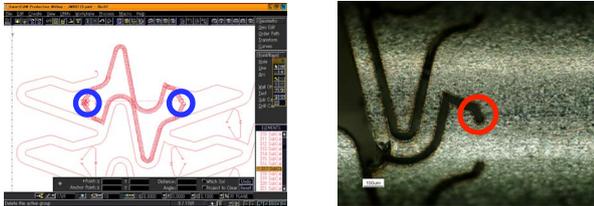


図3 切断パスならびに切断開始点の処理

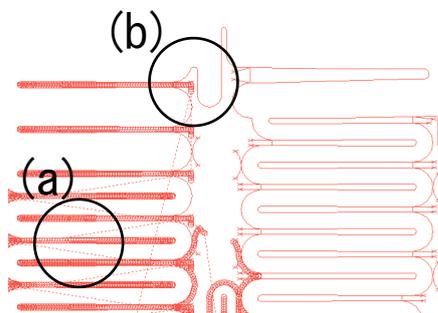


図4 NiTi製ステントの切断パス

56%である。すなわちNiTi製ステントは、切断距離が長いにもかかわらず、除去する面積の割合が少ないことから、形状が非常に緻密であることを示している。

### 3 実験結果

本形状の特徴は、ステントの半径方向の剛性を向上させるため、セル部をできるだけ太くする考え方で設計されている。そのため従来の形状と比べて、切り抜く領域が狭く、切断の開始点ならびに終了点の処理が煩雑となる。以下に具体的に示す。

図3はCAMによる切断パスの設計とその切断結果を示したものである。レーザ切断の開始点ならびに終了点では、ビームのスキャンが一瞬停止することから、その点においては、瞬間的ではあるが過剰な入熱状態になり、切断品質が低下する。したがって、開始点、終了点は輪郭線に影響のない、切り屑部に設定する。図2に示した冠動脈用のステント形状では、切り屑の面積が比較的大きいことから、切断開始点ならびに終了点を容易に設定することができる。

図4は本実験で試作したNiTi製ステントの切断

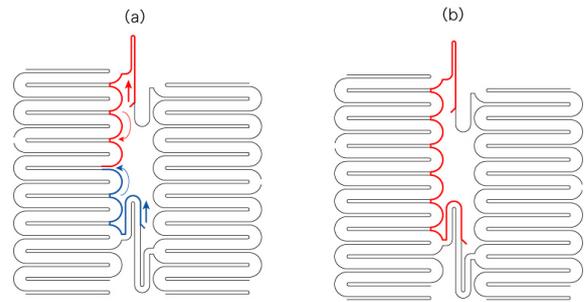


図5 検討したリンク部の切断パス

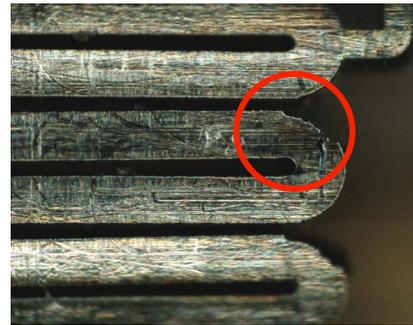


図6 切断不良部

パスのシミュレーションを示したものである。図中(a)において形状が非常に密になっていることが分かる。また形状を分割している切断幅はセル部においてビーム1本分、すなわち40μm程度である。また、図中(b)に示すように形状が入り組んでいる箇所においては、切断開始点や終了点を設定する際に他のパスに影響をおよぼさないように考慮する必要がある。

図5はリンク部におけるカッティングパスの概要を示したものである。リンク部を切り抜く方法として2種類検討した。図5(a)は、切り抜き部の中央付近でパスを2分割したものであり、図5(b)は、円弧部を一気に加工し、開始ならびに終了点をリンクの直線部に設けたものである。実際に切断を行った結果、図5(a)では分割点を空間が非常に狭いセル内部に設定したため、ビームの終了点近傍の形状が不良となった。以上のことから、ここでは図5(b)のパスを採用し切断を行った。

図6は、図5 (b) のパスを用いて切断を行った円弧部近傍の光学顕微鏡写真である。図から明らかなように赤円内のセル円弧部において、一部が欠けたように切断不良が発生した。

図7に形状不良が発生した近傍の状態を示す。白丸内の円弧部においては、良好な切断が行なわれているのに対して、赤円内においては切断不良が発生している。以下に不良原因について考察した。

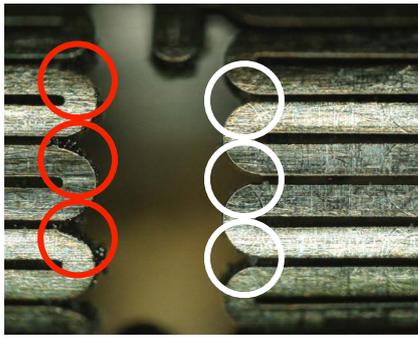


図7 発生箇所

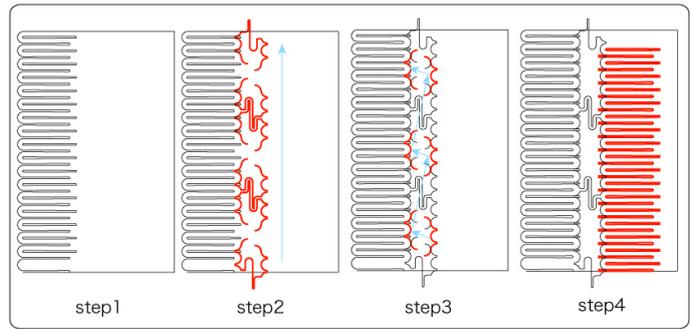


図9 改良したリンク近傍の切断パス

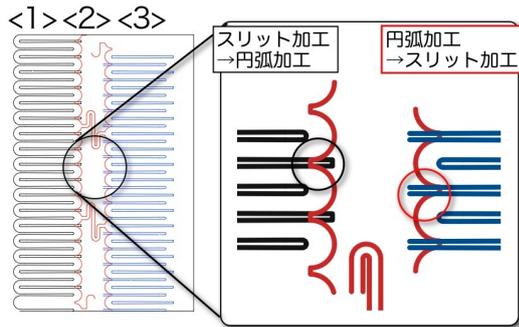


図8 NiTi製ステントのリンク部における切断パスの詳細

図8は、本形状におけるツールパスの模式図である。図から明らかなように、<1>において、チューブ端部の円弧ならびにスリット加工を行う。その後<2>の赤線部に示すリンク部を加工した後、<3>の青線部に示したスリット加工を行う。本加工における切断不良位置と照らし合わせてみると、「スリット加工後に円弧加工」の工程において発生している。一方、「円弧加工後にスリット加工」の工程では良好な切断が行われている。これらのことから切断不良の原因を以下のように推察した。スリット近傍ではチューブの剛性が低下していることから、円弧加工を行う際に局所的にたわみ等が発生し、その結果切断不良が発生しているものと思われる。特にリンク部においては、セル部と比較して除去面積が非常に大きい。またこれらの広い領域を2工程で切り抜くことから、切断加工の開始時と終了時ではチューブ剛性が大きく異なる。その結果たわみ量も増加し、切断品質に影響をおよぼすものと予想される。

図9はリンク部の切断工程を改良したパスの概要を示したものである。step 1でスリット加工を行った後、step 2では、矢印の方向にリンク部と円弧部の一部のみを切断する。これによって、スリット部近傍はチューブとは完全には離断しないことから、チューブ剛性の確保が可能となり、たわみ等が抑制されるものと考えられる。続いて、



図10 改良した切断パスによるリンク近傍

step 3に示すように、残りの円弧部を順次切断することによりリンク部を切り落とし、再びセル部の切断加工を行う (step 4)。

図10は、改良したカッティングパスにより切断加工を行ったNiTi製ステントの円弧部近傍の光学顕微鏡写真を示したものである。図から明らかなように、円弧部には欠け等の切断不良は観察されず高品質な形状加工が可能である。

#### 4 まとめ

本研究では、NiTi製ステントの切断試験を行った。冠動脈用ステントと比較して、半径方向の剛性や柔軟性などの機械的特性の要求が厳しいNiTi製ステントは、設計形状が複雑である。また切断後は、超弾性機能を付加するために、機械的な拡張と熱処理を繰り返し行う必要がある。したがって、NiTi製ステントの形状作製には、安定した切断品質を実現するために切断手順の詳細な検討が不可欠である。

#### 参考文献

- 1)角田方衛ほか:”金属系バイオマテリアルの基礎と応用”,株式会社アイピーシー(2000)P.494
- 2)窪田真一郎ほか, 岡山県工業技術センター報告, 33, 51-53(2007)