

# 骨加工用ダイヤモンド砥粒工具製造技術の研究開発

舟田義則\* 根田崇史\* 山下順広\*

脳神経外科手術では頭蓋骨に穴をあける必要があり、通常、ニッケルメッキを用いた電着技術によってダイヤモンド砥粒を表面に固着した工具が用いられる。しかしながら、使用中に工具の切れ味が低下すること、主成分であるニッケルは金属アレルギーを引き起こす原因物質であることが問題視されている。本研究では、これらの問題を解決するため、レーザー光を照射して工具台金表面を熔融し、そこにダイヤモンド砥粒を噴射して埋込み、凝固とともに固着する技術を開発し、穴あけ後の骨片を再利用可能とするチタン合金製骨穿孔用中空工具の試作に適用した。加工性や生物学的安全性を調べた結果、電着工具では切れ味低下が見られた骨皮質骨シートを穴あけ加工した場合、切れ味低下は見られなかった。さらに、電着工具では毒性ありとの結果であった細胞毒性試験において、試作工具では無毒と判定され、その安全性が確認された。

キーワード:ダイヤモンド砥粒, 電着, ニッケル, レーザ熔融, チタン合金, 骨穿孔用工具

## Study on Manufacturing of Bone Drilling Tools with Diamond Abrasive Grains

Yoshinori FUNADA, Takashi KONDA, Yorihiro YAMASHITA

In neurosurgery, drilling tools with diamond abrasive grains fixed to the surface through electrodeposition using nickel plating are utilized to make a hole in the skull. However, the tools' drilling performance deteriorates during use, and nickel causes metal allergy. To solve these problems, we developed a method in which the tool surface is melted by laser irradiation and the diamond abrasive grains are injected, and fixed upon solidification. We applied the method to hollow bone drilling tools made of titanium alloy that enable the reuse of bone fragments after drilling. The drilling performance of the tools did not change in drilling tests using cortical bone sheets, for which the performance of an electrodeposited tool deteriorated. The tool was confirmed as nontoxic via a cytotoxicity test, whereas an electrodeposited tool was found to be toxic in the same test.

Keywords : diamond abrasive grain, electrodeposition, nickel, laser melting, titanium alloy, bone drilling tool

### 1. 緒 言

開頭を伴う脳神経外科手術や神経内視鏡を使用した治療では、脳を覆う頭蓋骨に穴をあける必要がある。このとき、硬質物質であるダイヤモンド砥粒を表面に固着した工具が使用される。高速回転させることでダイヤモンド砥粒が切れ刃となり、頭蓋骨を削りながら穴あけが可能である。

このような工具を製造するために必要なダイヤモンド砥粒の固着は、メッキ技術を応用した電着によって行われている。固着したいダイヤモンド砥粒を混合分散させたメッキ液に工具素材である台金を浸漬し、電極との間に電流を流すことによって台金表面にメッキ層を析出させるとともに付近の砥粒を取り込み、固着

させる。ダイヤモンド砥粒に対する密着性が高く、メッキ層自体が強靱であることから、電着にはニッケルメッキが用いられている。骨より硬いガラスやセラミックス材料など工業材料加工向けのダイヤモンド砥粒電着工具の製造にも広く利用されている。

一方で、ニッケルは人体にとって金属アレルギーを引き起こす物質として知られ、欧州を中心に利用規制(DIRECTIVE 94/27/EC)が始まっている<sup>2)</sup>。医療用工具製造への利用規制には至っていないが、人体に対する安全性が強く求められる医療機器として有毒性が危惧されている。

また、従来の電着工具では、骨の穴あけなど使用中に切れ味が低下し、医師が負担を感じることもある。さらに、穴あけ後の骨加工片は切り屑として廃棄するしかなく、樹脂製のキャップを用いて手術後に穴を塞

\*機械金属部

いでいるのが現状であり、これら問題の改善が求められている。

そこで、本研究では、ニッケルメッキを使用せずにレーザー溶融にて工具台金表面に直接ダイヤモンド砥粒を固着する技術を開発した。これを用いて、骨穴あけ後に骨片を採取し、再利用可能とする中空形状の骨穿孔用工具を製作するとともに、従来の電着工具と比較しながらその加工性能や生物学的安全性を調べた。以下にその詳細を述べる。

## 2. レーザ溶融による砥粒固着技術

### 2.1 原理

レーザー溶融によるダイヤモンド砥粒固着技術の原理を図1に示す。工具台金表面にレーザー光を集光して短時間だけ照射する。台金表面は局部的に加熱され、表層がわずかに溶融する。そこに向けてダイヤモンド砥粒を噴射すると、その一部が溶融部に埋め込まれ、レーザー光照射の停止とともに溶融部は凝固し、砥粒は台金表面に固着される。ダイヤモンド砥粒を直接台金表面に埋め込む手法であり、メッキや接着剤など異物を介しての固着でないため、実現できれば人体に対して安全性が高い工具製造技術になり得ると考えられる。

### 2.2 実験装置製作

レーザー溶融により工具台金表面に砥粒を固着するために製作した装置の外観とシステム構成を図2に示す。

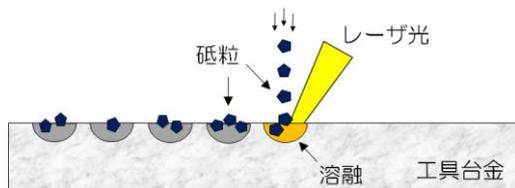


図1 レーザ溶融による砥粒固着技術

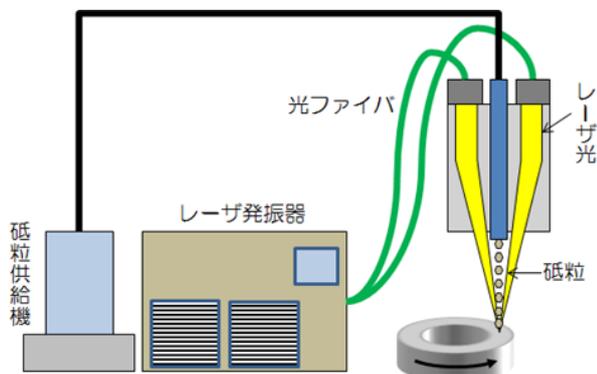


図2 レーザ溶融砥粒固着装置

マルチビーム式半導体レーザー発振器内にて最大出力が150Wで波長が975nmの3本のレーザー光を発振し、それぞれ伝送用光ファイバを介して専用のレーザーヘッドに導光し、焦点位置にて1点に集光される。集光径はφ0.28mmであり、最大合計出力は450Wに達する。一方、ヘッドの中心にはノズルが組み込まれ、砥粒供給機とチューブで接続されている。供給機からキャリアガスによって移送されるダイヤモンド砥粒がチューブを通り、ノズルからレーザー光集光点に向かって噴射される。

## 3. レーザ溶融による砥粒固着基礎実験

### 3.1 実験方法

厚さ0.5mmのステンレス鋼(SUS304)板を立てて装置に固定し、そのエッジ面に対して、図3に示すようにダイヤモンド砥粒(平均粒径0.2mm)を噴射しながら、レーザー光を断続的に照射した。なお、高温酸化を防ぐため、砥粒噴射およびシールドにアルゴンガスを使用した。

### 3.2 砥粒固着プロセスの観察

レーザー溶融によるダイヤモンド砥粒の固着プロセスを明らかにするため、その様子を高速度カメラにより観察した。図4は、レーザー光出力280W、照射時間20msecの条件で固着実験を行った際の観察データから、特徴あるシーンを抜き出したキャプチャー画像である。レーザー光照射中にエッジ面溶融部に到達した砥粒は激

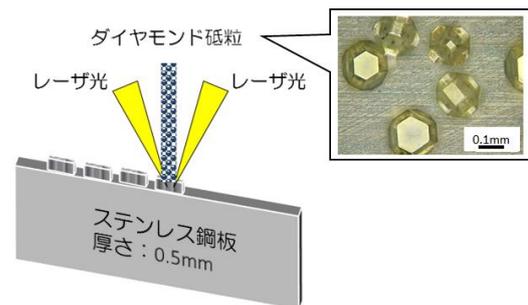
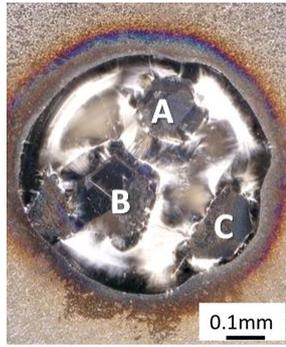


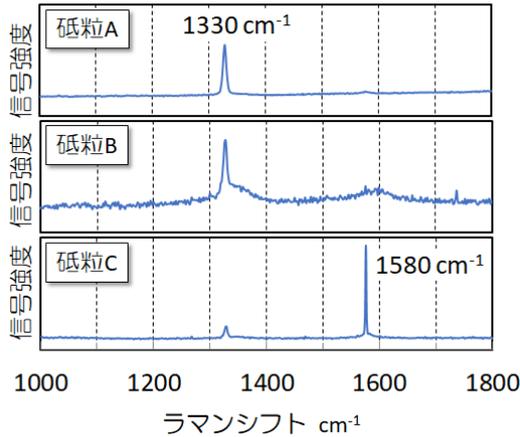
図3 ステンレス薄板鋼板ヘッジ面への砥粒固着実験



図4 高速度カメラによる砥粒固着プロセスの観察



(a) レーザ溶融痕



(b) 固着砥粒のラマン分光分析結果

図5 レーザ溶融により固着された砥粒とその結晶構造

しく破裂し、消失した。これは、溶融部からの熱を受けて表面が黒鉛化し、レーザ光エネルギーを直接吸収したため、昇華温度まで一気に温度が上昇したものと考えられる。一方、レーザ光照射停止後1.6msec後では、まだ高温状態にある溶融部からの熱により砥粒は明るく赤熱する様子が見られた。さらに、停止6.7msec後では、溶融部の温度が下がり、半凝固状態にある中で、このタイミングで到達した砥粒はほとんど赤熱せずに固着された。以上のことから、エッジ面に固着されて残存するダイヤモンド砥粒は、レーザ光照射が停止してから溶融部が凝固するまでの間に到達した砥粒であることが判明した。

### 3. 3 固着砥粒の構造分析

レーザ光照射によって溶融痕に固着された砥粒の観察結果の例を図5(a)に示す。この場合、3粒の砥粒が固着されており、明瞭な角を残す砥粒や、角が丸くなり、表面が黒く変色した砥粒など様々なものが存在する。そこで、砥粒の結晶構造を調べるため、顕微ラマン分光分析<sup>3)</sup>を行った。同図(b)はその結果である。黒く変

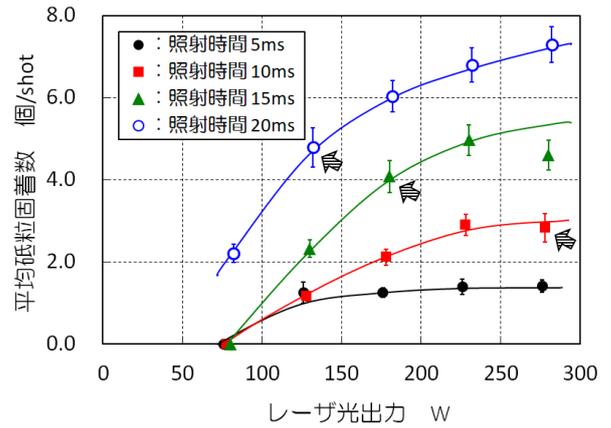


図6 レーザ光照射条件による固着砥粒数の変化

色し、角が丸い砥粒Cのラマンスペクトルには1580cm<sup>-1</sup>に鋭いピークが見られる。これは、結晶がグラファイト構造であることを示しており、レーザ溶融の熱によってダイヤモンド砥粒が黒鉛化したと考えられる。一方、角が明瞭で透明な砥粒Aや角が若干丸くなった砥粒Bのラマンスペクトルでは、1330cm<sup>-1</sup>にピークが見られ、結晶がダイヤモンド構造であることを示している。

以上の結果から、レーザ溶融で発生する熱によって黒鉛化する砥粒がある中で、ダイヤモンド構造を保ったまま固着される砥粒が存在することが明らかとなった。

### 3. 4 レーザ光照射条件の影響

レーザ溶融によるダイヤモンド砥粒固着について、一回のレーザ溶融で固着できる砥粒の数に対するレーザ光照射条件の影響を調べた。図6はその結果である。レーザ光出力が高い程、また、レーザ光照射時間が長い程、砥粒の固着数は増加する。レーザ光照射にともなうエネルギー投入量が多くなると溶融範囲は広くなるため、固着される砥粒の数は増加すると考えられる。

一方、矢示のプロット点は、レーザ光照射に伴うエネルギー投入量はほぼ同じ条件である。しかしながら、固着される砥粒の数は異なり、レーザ光照射時間の長い方が固着数は多い。時間を掛けてエネルギーを投入した方が、周囲の温度が上がりレーザ光照射が停止してから凝固するまでの時間が長くなる。先述したようにレーザ溶融によって固着される砥粒は、レーザ光照射が停止してから溶融部が凝固するまでに到達したものであり、その時間が長い程、固着される砥粒数は増加するといえる。

## 4. レーザ溶融による工具試作

### 4. 1 骨穿孔用中空工具

#### 4. 1. 1 工具試作

現在、脳神経外科手術において頭蓋骨の穴あけには、中実形状の工具が使用されている。この場合、切り粉は全て加工屑として廃棄するしかなく、手術後の穴は、樹脂製のキャップで塞がれるのが現状である。穴あけ後の切り粉を再利用して穴を塞ぐことができれば、患者にとってより安全な手術が可能となる。

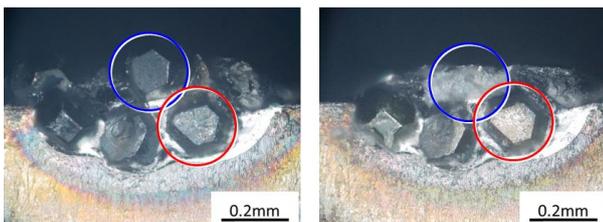
そこで、穴あけ後の加工片を採取し、骨片として再利用するため、レーザ溶融によるダイヤモンド砥粒固着技術を用いてパイプ形状の骨穿孔用中空工具を試作した。図7にその外観を示す。これは、厚さ0.5mmで外径 $\phi$ 10mmのステンレス鋼(SUS304)製パイプ状工具台金を周速10mm/secで回転させながら、エッジ端面に、レーザ光出力280W、照射時間20msec、繰り返し10ppsの条件でダイヤモンド砥粒を固着した結果である。周方向に1mm間隔でレーザ溶融痕が形成され、一つの溶融痕に複数のダイヤモンド砥粒が固着されており、工具としての機能を有することが期待できる。

#### 4. 1. 2 ドレッシング

砥粒を固着した工具では、使用前にドレッシング作業が一般的に行われる。その目的は様々であるが、今回のように医療用工具として使用する場合、手術中に砥粒が脱落することを防ぐため、固着不完全な砥粒を事前に除去することを目的に実施した。図8はその効果を調べた結果である。ドレッシング後では、固着不



図7 レーザ溶融により試作した骨穿孔用中空工具



(a) ドレッシング前

(b) ドレッシング後

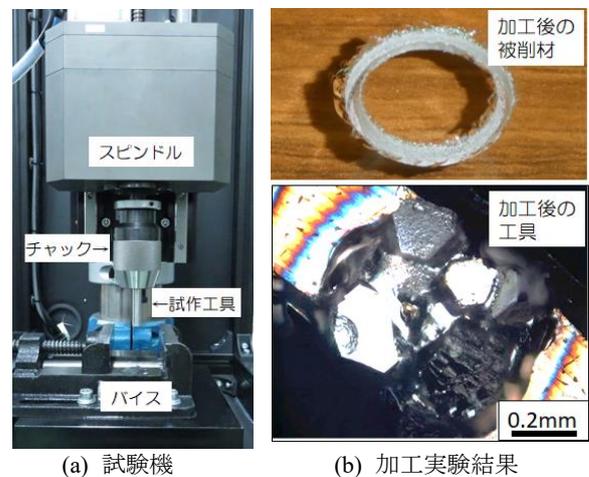
図8 ドレッシング効果

完全なダイヤモンド砥粒が脱落し、消失していることがわかる。電着工具では、砥粒の脱落を防ぐには、高さの6割以上がメッキ層に埋没している必要があると言われている<sup>4)</sup>。レーザ溶融によりダイヤモンド砥粒を固着した工具でも同様に考えることができ、レーザ溶融部が凝固する直前に到達する砥粒については埋没が浅く、使用中に脱落する可能性が高いため、ドレッシングによる事前除去が必要である。

一方、ドレッシングによって除去されずに残留した一部のダイヤモンド砥粒について注目すると、全面黒色であった表面がドレッシングによって削り取られ、透明感のあるダイヤモンド部分が表面に露出していることが認められる。これは、固着にともなうダイヤモンド砥粒の黒鉛化は表層部のみであり、内部にダイヤモンド部分が残存していることを示している。ラマン分光分析によって黒鉛化したと判断される砥粒であっても、分析に使用するプローブ光(Arイオンレーザ光)の侵入深さはせいぜい1 $\mu$ m程度であるため<sup>5)</sup>、砥粒の形状崩れが少ない場合には、内部にダイヤモンド部分が残っている可能性は高い。

### 4. 2 加工性能評価

図9(a)に示す装置を用いて、300rpmの速度で試作した工具を回転させながら板厚3mmのソーダガラス板に3mm/secの速度で切り込んだ。その結果、同図(b)に示すようにソーダガラス板を破壊することなく、明瞭な溝がリング状に形成された。試験後の工具について、その表面を観察した結果、砥粒は脱落することなく残存していた。以上のことから、工具としての機能を十分有することが明らかになった。



(a) 試験機

(b) 加工実験結果

図9 試作工具による穿孔実験

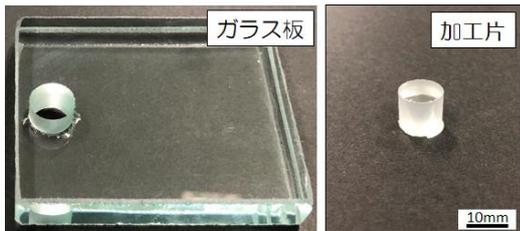


図10 試作工具によるガラス厚板穿孔実験結果



(a) チタン合金(レーザー光出力：130W)



(b) ステンレス鋼(レーザー光出力：180W)

図11 レーザ溶融砥粒固着における工具素材の影響

図10は、板厚10mmのソーダガラス板に対して、試作した工具を回転させながら0.1mm/secの低速で切り込んだ結果である。穴周辺には亀裂や欠けは見られず、また、工具の内側から円柱状の加工片を取り出すことができた。このことから、試作した工具は、中空構造とすることで骨を破壊することなく貫通穿孔可能で、しかも再利用が期待できる骨片を採取可能な骨穿孔用工具として有用であることが示された。

## 5. チタン合金製骨穿孔用中空工具

### 5.1 チタン合金製台金への砥粒固着

肉厚0.5mm、外径φ10mmのチタン合金(Ti6Al4V)製中空台金のエッジ端面に対してレーザー溶融によってダイヤモンド砥粒を固着した。図11(a)は、レーザー光出力130W、照射時間10msecの条件でチタン合金製台金にダイヤモンド砥粒を固着した結果である。また、比較のため、同図(b)にレーザー光出力180W、照射時間

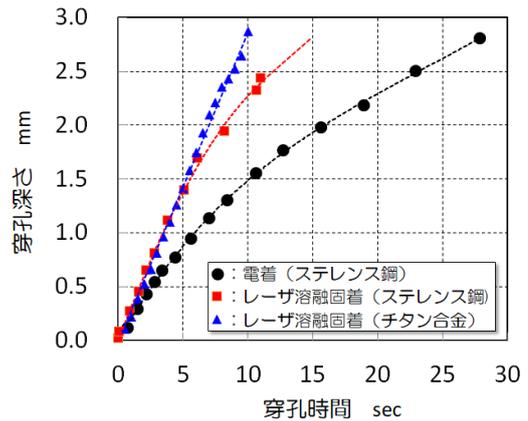


図12 砥粒固着方法と工具素材による加工性能の違い

10msecの条件でステンレス鋼製台金に固着した結果を示す。レーザー溶融痕の大きさに両者で差はあまり見られないことから、チタン合金製台金の方がより低出力のレーザー光照射によってダイヤモンド砥粒の固着が可能であると言える。チタン合金とステンレス鋼とでは比熱はほぼ同じであるが、比重はチタン合金の方が小さく、ステンレス鋼の6割未満であるために熱容量が小さい。また、熱伝導率もチタン合金の方が小さく、ステンレス鋼の1/2程度である<sup>6)</sup>。よって、チタン合金の方が熱は拡散しにくく、温度上昇しやすいことから、台金表面の溶融に必要なレーザー光出力は低くて十分であると推定される。

また、チタン合金製台金の方が、溶融痕に固着されているダイヤモンド砥粒に透明感があるものも多く、黒鉛化する砥粒が少ない傾向にある。ステンレス鋼の主成分である鉄に比べてチタンの黒鉛化触媒作用が小さいためと考えられる<sup>7)</sup>。さらに、チタン合金製台金の方が、ステンレス鋼製台金に比べて固着ダイヤモンド砥粒に対する溶融部の付きまわり性が高い。これは、ダイヤモンドに対する溶融金属の濡れ性が鉄に比べてチタンの方が高いためと考えられる<sup>8)</sup>。

### 5.2 加工性能比較

チタン合金製およびステンレス鋼製中空工具の加工性能を電着技術によって製作した中空工具と比較するため、それぞれの工具を300rpmの速度で回転させながら100Nの一定力で被削材に切り込み、穿孔時間と穿孔深さを測定した。被削材として、人骨を模擬した板厚3mmの皮質骨シート(ガラス繊維強化樹脂)<sup>9)</sup>を用いた。

図12にその結果を示す。電着技術によって製作した

工具では、時間による穿孔深さの増加は曲線的であることから、穿孔速度は穿孔開始直後から常に減少し続け、深さ2.5mmの穿孔に要した時間は20sec以上であった。このような切れ味の低下は、穿孔に伴って発生する切り屑が砥粒間に付着して目詰まり状態に陥ったためと考えられる。

これに対して、ステンレス鋼製台金にレーザ溶融によりダイヤモンド砥粒を固着した工具では、時間による穿孔深さの増加は、穿孔開始から深さ1.5mm程までは直線的であり、切れ味の低下は見られない。1mm間隔での適度な固着砥粒群の配置によって切り屑が効果的に排出され、砥粒の目詰まりが抑制されたと考えられる。同工具は穿孔1.5mm以降で切れ味の低下が認められるものの、深さ2.5mmの穿孔に要した時間は12sec程であり、電着工具に比べて切れ味が大幅に改善されたことが明らかになった。

さらに、台金にチタン合金を用いた工具では、時間による穿孔深さの増加は、終始直線的であり、切れ味低下は一切認められない。ステンレス鋼製台金の工具に比べて砥粒の黒鉛化が少なく、溶融金属との濡れ性が高く強固に固着していることから、穿孔中での砥粒の摩滅や脱落が少ない工具であると考えられる。

### 5. 3 細胞毒性試験による生物的安全性評価

レーザ溶融によりダイヤモンド砥粒を固着した骨穿孔用中空工具の生物的安全性を評価するため、ISO-19930-5に準拠した細胞毒性試験を実施した。主な試験条件を表1に示す。チタン合金製工具と比較のための電着工具を検体とし、液状のM05培地にそれぞれの工具を一定条件下で浸漬して原液を作製した。各原液とそれらを元のM05培地で薄めた希釈液を試験液とし、各試験液でチャイニーズハムスター肺由来のV79細胞を100株ずつ培養した。その後、形成されるコロニーの数を測定し、コロニー形成率を算出した。

図13に細胞毒性試験の結果を示す。ニッケルメッキを用いた電着工具では、原液で培養した細胞はコロニーを形成することなく全て死滅した。濃度を13%まで希釈して、ようやく細胞はコロニーを形成した。これに対して、チタン合金製台金にレーザ溶融にてダイヤモンド砥粒を固着した工具では、原液で培養した細胞であってもコロニーを形成し、その割合は95%以上と高い値を示した。よって、細胞毒性は全くなく、ニッケルメッキを用いる従来の電着工具に比べて遙かに安

表1 主な細胞毒性試験条件

試験機関	(一社)食品薬品安全センター
試験細胞	V79細胞 (チャイニーズハムスター肺由来)
培液	M05培液
浸漬条件	5%CO <sub>2</sub> , 37±1°C, 24±2時間
培養条件	5%CO <sub>2</sub> , 37°Cで6日間培養

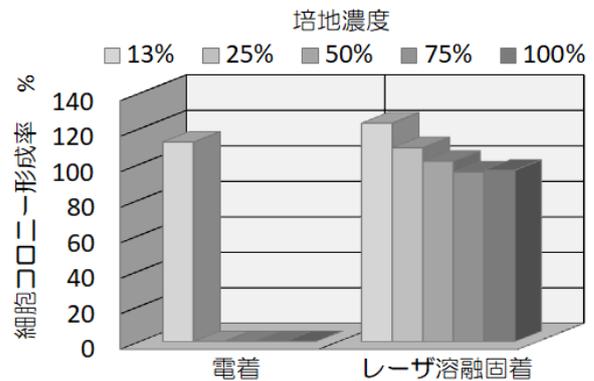


図13 細胞毒性試験結果

全性が高いことが明らかになった。

以上のことから、ニッケルメッキを使用して製造される電着工具に比べて、チタン合金製台金にレーザ溶融にてダイヤモンド砥粒を固着した工具は、切れ味低下のない高性能な工具であると同時に、生物学的安全性が極めて高い工具であることが示された。

## 6. 結 言

本研究では、ニッケルメッキを使用せずにレーザ溶融にて工具台金表面に直接ダイヤモンド砥粒を固着する技術の開発を試みた。これを用いて、骨穴あけ後に骨片を採取して再利用可能とする中空形状の骨穿孔用工具を製作するとともに、従来の電着工具と比較しながらその加工性能や生物学的安全性を調べた。得られた結果は以下のとおりである。

- (1) レーザ光を照射して工具台金表面を溶融し、そこに向けて噴射して埋込むことによって、結晶構造を保ったままダイヤモンド砥粒を固着することが可能となった。
- (2) レーザ光出力が高い程、また、レーザ光照射時間が長い程、1回のレーザ光照射によって固着するダイヤモンド砥粒の数が多くなった。
- (3) パイプ状の工具台金に対してレーザ溶融にてダイヤモンド砥粒を固着して試作した穿孔用中空工具

では、ソーダガラス板への穴あけ、及び加工後に加工片の採取が可能となった。

- (4) チタン合金を工具台金素材として試作した骨穿孔用中空工具は、ニッケルメッキを使用して製造する電着工具に比べて、皮質骨シートへの穴あけにおいて切れ味の低下がほとんどみられなかった。また、電着工具では有毒と判定された細胞毒性試験において、本工具では細胞の死滅がみられず、生物学的安全性が示された。

## 謝 辞

本研究は、平成28年度から平成30年度に実施された戦略的基盤技術高度化支援事業「患者の負担を低減する脳神経外科手術用ダイヤモンド砥粒コーティング工具の開発」の中で行われた研究開発成果である。関係者に感謝します。

## 参考文献

- 1) 西羅正芳, 山岸憲史. 電着法によるダイヤモンド,c-BN切削工具. 表面技術. 2000, Vol. 51, No. 4, p. 354-358.
- 2) 小林道雄. 金属アレルギーと表面処理. 表面技術. 1994,

Vol. 45, No. 9, p.907-913.

- 3) 片桐元. 炭素材料のラマンスペクトル. 炭素. 1998, Vol. 1998, No. 183, p. 168-172.
- 4) 佐藤金司, 横山俊雄, 鈴木数夫. 電着ダイヤモンド砥石におけるニッケル膜の単粒に対する保持力. 表面技術. 1995, Vol. 46, No. 4, p. 371-374.
- 5) 三浦健一, 中村守正. ラマン分光法によるDLC膜中水素濃度の分析. 表面技術. 2008, Vol. 59, No. 3, p. 203-205.
- 6) 日本機械学会編. 機械工学便覧 応用編 B4材料学・工業材料. 丸善, 1984, p. B4-7.
- 7) 楊政峰, 吉川昌範. 熱化学反応によるダイヤモンド膜の研磨. 精密工学会誌. 1991, Vol. 57, No. 3, p. 504-509.
- 8) 豊洋通, 井出徹, 八木秀次, 後藤英和, 遠藤勝義, 広瀬喜久治, 森勇藏. 液体金属の濡れ性に関する分子軌道計算による考察. 精密工学会誌. 2000, Vol. 66, No. 12, p. 1906-1910.
- 9) 大晃太, 波多伸彦, 松村有子, 緒方徹, 矢作直樹, 佐久間一郎, 土肥健純. 骨穿孔小型軟性ドリルを用いた骨髄移植用造血幹細胞採取デバイスの開発. 日本コンピュータ外科学会誌. 2002, Vol. 4, No. 2, p. 51-60.