

分離型パンチを利用した密封チタンカプセルの絞り成形

奈良工業高等専門学校 機械工学科

講師 児玉謙司

(平成 25 年度奨励研究助成 AF-2013035)

キーワード：マイクロプレス、磁性材料、温熱がん治療

1. 研究の目的と背景

日本人の死因 No. 1 はがんであり、約 150 万人の患者が現在治療を受けている。このことを受け厚生労働省は「がん対策推進基本計画 (H24~28)」を策定し、ガン患者の治療時の苦痛軽減を目標の一つに掲げ医療環境の充実を図っている¹⁾。

現在がん治療は手術療法に加えて、化学療法あるいは放射線療法を併用し実施されている。しかし化学療法では白血球減少等による免疫低下、放射線療法では患部周囲への正常細胞の被ばくによる遺伝子損傷が生じる。これら副作用は多くのがん患者の生活の質を著しく低下させている。

この現状の中、筆者らはがん患者の治療時の苦痛が極めて少ない「磁気温熱治療」の実用化研究に取り組んでいる。本治療は、体内のがん組織に埋め込んだ磁性体インプラントを体外から与える磁場によって発熱させ、がん細胞を昇温し死滅させる治療である²⁾。

がん治療用インプラントに求められる特性として

- 1) 体内において高い耐食性を有すること
- 2) 体外から与えられた交流磁場により、がん組織を 43~48℃程度に昇温できること
- 3) カテーテル等による体内挿入を実現するために直径 1mm、サイズを実現することが挙げられる。

そこで生体内で安定な材料として、利用実績があるチタンをインプラント外殻に利用し、発熱体となる強磁性材料をその内部に包み込む構造を実現することを目的に掲げ、以下に示す加工プロセスを検討した。

- 1) チタン箔にマイクロプレスを実施し、プレスに利用した強磁性体パンチをそのままチタン内部に残留させ、発熱体として機能させる手法
- 2) チタン箔表面に強磁性紛体をしき、箔と紛体を同時にダイに押し込み、カプセル化し発熱体として機能させる手法

塑性変形によるチタンのカプセル化は、スパッタリングやめっき処理に代表される被覆処理に比較し、表面組織の連続性、安定性が高い。そのためすぐれた耐食性を示すことが期待できる。また、真空環境の立上げや液体処理工程を必要としないため、高い生産性が期待できる。

本報告では、上記 2つのプロセスの詳細と検討結果、その遂行に必要であったチタン材の熱処理、インプラントの発熱検証結果を含めて概観する。

2. 実験方法および結果

2.1 パンチ残留によるインプラント化

チタンは、加工硬化指数や、引っ張り強さがプレス加工に利用される他金属に比較し小さく張出し性が悪い、そのため成形時に割れが発生しやすい。そのため、加工に先立ちチタン材ブランクの熱処理による加工性獲得を試みた。チタン箔は JIS 1 種の純チタン圧延シート (厚さ 100 μm , 200 μm) を用い、酸化防止のため真空焼鈍 ($4 \times 10^{-3}\text{Pa}$) を実施した。最適な温度条件を求めるため、500℃~750℃の温度条件にて処理を実施し、引張試験、マイクロビッカース試験により伸び、硬さを評価した。その結果 650℃, 10min 間温度保持の後炉冷を行う条件を採用した。

図 1 に、本実験で用いた金型構成について示す。クラシックハンドプレスに取り付けた金型の上型が、チタン箔を押し下げ、下型に取り付けたパンチにより絞られる構造である。パンチは外径 8, 5, 3, 1mm の 4 種類を準備し最終目標値までの加工を試みた。8mm, 5mm については前処理用、3mm, 1mm をパンチ残留加工の仕上げ用とした。分離構造はパンチベース部を永久磁石とし、ペネトレータ部を強磁性体である鋼とした。

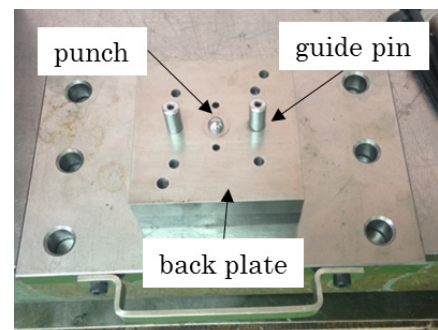
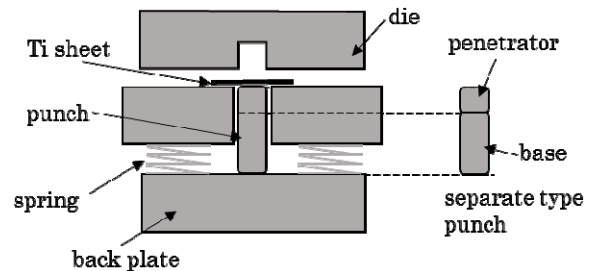


図 1 金型構成およびパンチ構造

第一段階では、直径 8mm のパンチ、直径 15mm、厚さ 100 μm のブランクを使用し、各種潤滑オイル、負荷荷重の最適化の検討を行った。表 1 に加工後のブランクの上方からの投影面積を示す。表中の値は、加工後の投影面積を加工前のブランク面積で除し、パーセントで示している。表中値が小さいほど絞り性が良い。また、斜線で表された条件については加工後に破れが確認された。この結果から負荷荷重調整用のバネ定数は 43N/mm とし、潤滑には粘度の高いプレスオイルを選定することとした。図 2 に選定条件にて加工を行ったサンプルの写真を示す。

表 1. 加工後のブランク全投影面積 (外径 8mm パンチ)

	spring constant (N/mm)		
	43	50	70
Lubricant (viscosity)			
pressed oil (80mm ² /sec)	59	61	
sesame oil (70mm ² /sec)	61	63	
machine oil (40mm ² /sec)	63		
stainless oil (30mm ² /sec)	65		

※表中単位は% (加工後投影面積 / 加工前投影面積)

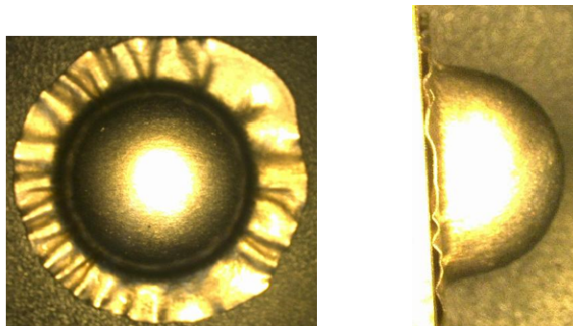


図 2 外径 8mm パンチによるプレス加工後のチタン箔 (厚さ 100 μm , ブランク径 5mm)

第二段階では、外径 8mm パンチで加工されたサンプルに対して、外径 5mm のパンチを利用して加工を行った。しかし、この時点で破れが生じることが多くなり、絞り比を大きくとることが困難となった。そこで、厚さを 100 μm から 200 μm に換え、その他の加工条件は変化させず実験を行った。その結果、外径 5mm、3mm の両パンチのとも良好な加工が行うことができた。図 3 に、外径 8mm パンチによるプレス加工後のチタン箔について示す。

第三段階では、外径 3mm パンチで加工されたサンプルに対して、外径 1mm のパンチを利用して加工を行った。しかし、1mm のパンチではチタン箔に破れが生じ、カプセル化を達成することができなかった。割れの箇所としては、パンチ先端接触部であり、パンチ面圧が過大になったこと

が原因である。この対処法として、高い伸び率が期待できる高温・真空中での絞り等を検討する余地があるが、今後の検討課題である。

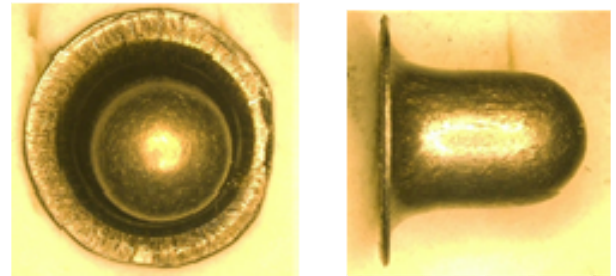


図 3 外径 3mm パンチによるプレス加工後のチタン箔 (厚さ 100 μm)

図 4 に、外径 3mm パンチで加工されたサンプルの軟 X 線透視像 (マイクロフォーカス X 線透視装置 SMX-160LT, SHIMADZU) を示す。白い部分がチタン外殻、中央部黒い部分がパンチのペネトレータ部分である。現状の問題点としては、プレス後に残留するばりの終端処理方法の確立が挙げられる。

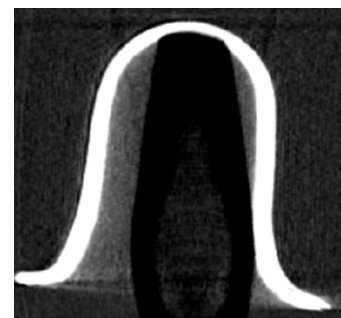


図 4 外径 3mm パンチによるプレス加工後のチタンカプセル軟 X 線透視像

2.2 粉末埋め込みによるインプラント化

直径 1mm のカプセルを実現するため、直径 1mm のダイにチタン箔と磁性粉末を押し込む加工プロセスを試みた。絞りダイ穴は円形でテーパ付きとし、入口部直径 $\phi 1.5\text{mm}$ 、テーパ角 55° 、絞り径 $\phi 1.0\text{mm}$ である。成形パンチの直径は $\phi 2.0\text{mm}$ とし、ダイ穴径よりも大きい。チタン箔をダイ表面に置き、その上に強磁性体である鉄粉末をのせて粉末層を造り、そこにパンチを押しあてる操作で、微細絞りおよび粉末のカプセル化を試みた。

図 5 に本実験の加工プロセスを示す。成形パンチ直下の粉末が圧密されつつチタン箔を絞り、同時に成形されたカップの中に充填される。粉末層の上にさらに 50 μm の板厚のチタン箔を置き、その上面に成形パンチを押しあてて成形する。これにより、下側箔成形カップに蓋がなされることを期待し、カプセル化の達成を試みた。粉末層の厚みは約 3mm とした。ダイ表面に二硫化モリブデングリースをス

プレー塗布し潤滑性を得た．成形特性を，最大成形荷重 2200N まで負荷した場合におけるカップ成形高さから評価した．成形速度は 0.1 mm/s とした．

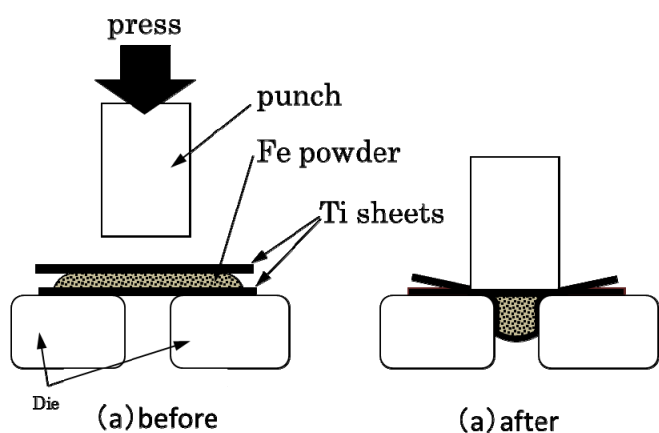


図5 粉末を介したチタン箔の絞りプロセス

図6に，受入れ材に対し 2200N を負荷した場合の成形カップの外観写真および成形高さを示す．張出しは行われているが絞りまでには至っていない．図7に，真空焼鈍材（ 4×10^{-3} Pa，650℃，10min 間温度保持）に対しカプセル化を試みた結果を示す．いずれの板厚についても絞り加工が成されており，かつ，粉末層の上に置いたチタン箔（上側チタン箔）で成形カップに蓋をすることに成功した．

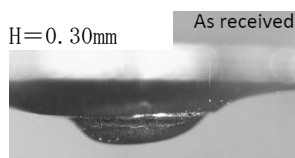


図6 受入れ材の成形結果（ $t=50 \mu\text{m}$ ，2200N）

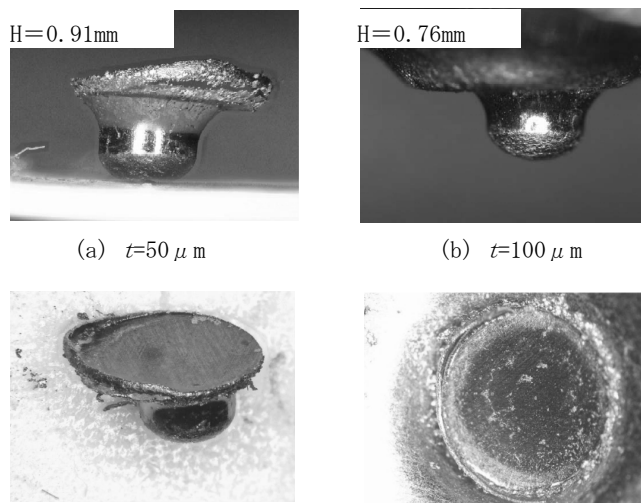


図7 真空焼鈍材の成形結果（2200N）

チタンカプセル内部の鉄粉末充填状況を調査するために，軟X線透視像を撮影した．図8に結果を示す．図中青色部は，鉄粉末である．またその周囲の薄白い部分がチタン外壳である．内部は均一に粉末が充填されており，底部についてもチタン箔で密閉されていることが確認された．現状の問題点としては，プレス底部形状が上部に比較して開いているため，底部は目標寸法である直径 1mm を上回っていることが挙げられる．今後の検討課題である．

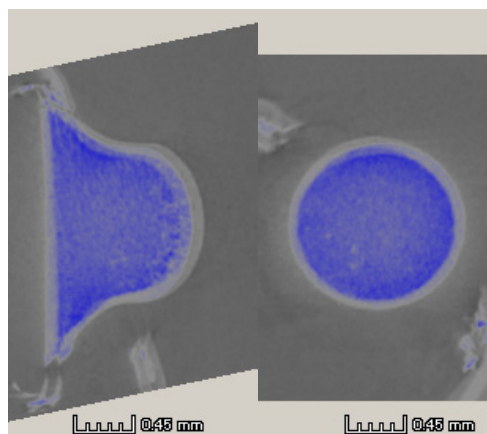


図8 粉末を介した絞りチタンカプセルの軟X線透視像

2.3 チタンカプセルの昇温実験

作製したチタンカプセルの昇温実験を実施した．温度変化はサーモグラフィー（日本アビオニクス：R300Z）により計測した．昇温実験は高周波磁場発生システム（サムウェイ）を用いた．出力条件は 1kW，250kHz である．図9にサーモグラフィー像を示す．チタンカプセルは昇温開始後 45℃を超え，45～50℃付近を推移する結果となった．45℃以上の発熱を確認した．

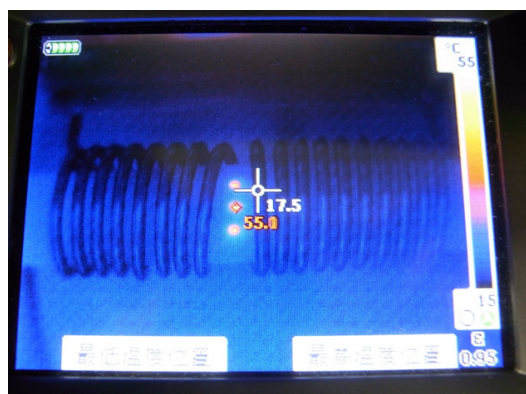


図9 チタンカプセルの昇温サーモグラフィー像

3. 結び

本実験では、生体内で安定なチタン材を用いて、温熱がん治療に用いる発熱インプラントの作製を実施した。

1) チタン箔にマイクロプレスを実施し、プレスに利用した強磁性体パンチをそのままチタン内部に残留させ、発熱体として機能させる手法では、目標値の直径 1mm のインプラント作製の実現には至らなかったが、直径 3mm までのチタン箔絞りに成功し、分離型パンチによるインプラント製造の可能性を確認した。また 2) チタン箔表面に強磁性紛体をしき、箔と紛体を同時にダイに押し込み、カプセル化し発熱体として機能させる手法では、直径概ね 1mm のインプラント作製に成功し、その 50℃を超える発熱性能を確認した。現状問題点となっている、カプセル底部の直径を 1mm に抑える手法を考案し、患部へのアクセス性を高めることが今後の課題である。

謝 辞

本研究開発は、公益財団法人天田財団（平成 25 年度奨励研究助成 AF-2013035）の助成により実施された。また奈良工業高等専門学校谷口幸典准教授、奈良県産業振興総合センター、ダイワ精密プレス株式会社、株式会社サムウェイのご協力により実験を実施することができた。ここに謝意を表します。

参考文献

- 1) がん対策推進基本計画：(2012)，厚生労働省
- 2) 例えば J. A. Paulus, “Evaluation of Inductively Heated Ferromagnetic Alloy Implant for Therapeutic Interstitial Hyperthermia”, IEEE Trans. Bio-med. Eng., BME-43 (1996) pp. 406-413.