

## 텅스텐 색전코일의 특성에 미치는 열처리 효과

손용희·홍순형·신경민\*·이윤신\*\*·박재형\*\*

한국과학기술원 재료공학과, 태웅 메디컬(주)\*, 서울대학교 의과대학 방사선과학교실\*\*  
(1998년 3월 25일 접수, 1998년 6월 27일 채택)

## Effect of Heat Treatment on Properties of Tungsten Embolization Coils

W.H. Sohn, S.H. Hong, K.M. Shin\*, Y.S. Lee\*\* and J.H. Park\*\*

Dept. Materials Science and Engineering, Korea Advanced Institute of Science  
and Technology, Taejon, Korea

\*Taewoong Medical. Inc., Seoul, Korea

\*\*Dept. of Radiology and Institute of Biomedical Engineering, College of Medicine,  
Seoul National University, Seoul, Korea

(Received March 25, 1998, Accepted June 27, 1998)

**요약**: 본 연구에서는 혈관폐색을 위한 색전코일의 열처리 제조공정 조건을 연구하였다. 2.92mm의 알루미늄 심재에 1차코일을 감은 후 475℃와 600℃에서 열처리 시간을 변화시키면서 열처리하여 텅스텐 색전코일을 제조하였다. 텅스텐 색전코일을 알루미늄 심재에 감은 상태로 475℃와 600℃에서 열처리하여 2차코일을 제조하였으며, 열처리 시간에 따른 2차코일의 피치간격, 내경 및 형상복원성을 평가하였다. 2차코일의 피치간격은 475℃와 600℃에서 각각 잠복기를 가진 후 열처리 시간이 증가함에 따라 증가하였다. 2차코일의 내경은 열처리 시간이 증가함에 따라 연속적으로 감소하였다. 이 원인은 열처리 초기에 회복에 의하여 재료의 내부에너지가 감소되면서 2차코일의 피치간격과 내경이 감소되나, 열처리 시간이 증가됨에 따라 텅스텐 표면의 산화물이 형성되면서 탄성이 증가되기 때문에 피치간격이 증가하는 것으로 분석되었다. 2차코일의 형상복원성은 텅스텐 코일의 표면에 형성된 텅스텐 산화물이 탄성을 증가시킴으로 인해 열처리 시간이 증가함에 따라 연속적으로 증가하였다. 열처리 온도 영향을 비교하면 산화물형성 속도가 빠른 600℃가 475℃보다 더 우수한 형상복원성을 나타내었다. 텅스텐 색전코일의 제조공정 연구결과 2차코일의 피치간격, 내경 및 형상복원성을 최적화하기 위해서는 600℃에서 20분간 열처리하는 것이 적절한 조건인 것으로 조사되었다.

**Abstract**: The effect of heat treatment conditions on the properties of tungsten(W) embolization coils has been evaluated. The W embolization coils were fabricated by coiling the primary W coil with a diameter of 3.0mm on a alumina rod mandrel with a diameter of 2.92mm. The secondary coils were then heat treated at 475℃ and 600℃ for various heat treatment time ranging from 5 minutes to 36 hours. The pitch distance, diameter and shape retention capability of the W embolization coils were characterized after the heat treatment. The pitch distance of the W embolization coils increased with the heat treatment time. The diameter of W embolization coils decreased continuously with heat treatment time. The shape retention capability of the W embolization coils increased with the heat treatment time due to an increase in elasticity by formation of tungsten oxide film on W coil surface during the heat treatment. The heat treatment condition of W embolization coil at 600℃ for 20 minute was considered desirable based on the optimization of the shape retention capability, pitch distance and secondary coil diameter after heat treatment.

**Key words**: Embolization coil, Heat treatment, Pitch distance, Shape retention capability, Oxide film

## 서론

통신저자: 손용희, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1  
한국과학기술원 재료공학과,  
Tel. (042)869-3367, Fax. (042)869-3310,  
E-mail: s uhson@cais.kaist.ac.kr

동맥류는 동맥혈관의 일부가 부분적으로 혹처럼 부풀어오르는 질병으로, 동맥 경화 및 외상 등이 주된 원인이지만 선천적으로

동맥벽이 약하거나 세균 감염에 의해 뇌동맥이나 대동맥에 생기며, 이때 동맥이 파열되면 출혈과 함께 갑자기 의식을 잃고 마비가 오는 응급 질환이다[1-6]. 종전의 동맥류의 치료는 외과적 수술을 통해 절개한 뒤 피가 고이지 않도록 동맥류의 목을 묶는 방법을 사용하였으나, 외과적 수술을 하지 않는 새로운 중재적 시술법이 사용되고 있다. 이러한 혈관 폐색기구는 현재까지 크게 두 방법이 보고되고 있는데, 첫째는 혈관병변까지 카테타의 끝에 달린 풍선을 이동시켜, 풍선을 필요한 혈관병변에 놓고 팽창시킨 후 폐색시키는 방법으로 혈관의 단면적을 효과적으로 막을 수 있는 장점이 있으나, 혈관에 시술할 때 기술적으로 어렵고, 풍선이 부풀러지는 동안 터지거나, 먼저 이완되어버려 혈관으로 유체가 새거나, contrast 재료 등을 사용하지 않는다면 외부에서 볼 수 없는 단점이 있다[6]. 두 번째 폐색기구는 코일로써 직선적으로 편 형태를 가진 카테타를 사용하여 대퇴부를 통해 얹고 가느다란 코일 등을 삽입해 혈관 병변까지 이동시킨 뒤 동맥류 안에 넣어 피가 고이지 않도록 하는 방법으로 지금까지는 코일의 형태를 잘 유지시킬 수 있고, 비교적 강성(stiff)인 스테인레스강 코일이 주로 사용되어 왔다[1-2]. 코일은 나선형 형태로 혈관벽에 고정되고, 혈관을 채울 수 있는 크기를 갖으면서, 데크론(dacron) 같은 가는 섬유나 트롬빈(thrombin) 같은 혈전체를 사용하여 혈전현상을 촉진시키도록 한다[6-8]. 이러한 코일은 상대적으로 영구적이며 방사선비투과성으로 인해 혈관내에 있는 코일의 형태를 볼 수 있어서 병변에 정확히 위치시킬 수 있으며, 필요시 제거할 수 있으므로 풍선을 사용하는 것보다 유용하다. 섬유 삽입된 코일은 약 1-3mm이하의 유선형 혈관위치에는 놓여질 수 없는 단점이 있는데, 이것은 섬유 삽입된(fiber-coated) 코일이 일반적으로 너무 강성(stiff)이고, 또 마찰계수가 커서 카테타를 통해 이동이 쉽지 않기 때문이다.

이상에서 살펴본 바와 같이 동맥류 등의 치료를 위한 색전코일(embolization coil)은 비교적 작은 크기의 혈관 내에 삽입되는 물질로 혈관에 삽입되었을 때 혈관을 폐색시킬 수 있도록 스스로 감길 수 있는 형상복원성(shape retention capability)을 가져야하며, 유연하고 작은 직경의 카테타를 통해 쉽게 치료가 필요한 혈관위치까지 이동이 가능한 특성을 가져야 한다[6]. 지금까지 사용되어오고 있는 스테인레스 코일[1-4]은 비교적 저가인 반면 혈전형성 능력은 떨어지고, 백금 코일[6,9-11]은 혈전형성 정도가 우수하지만 고가인 단점을 지니고 있어 혈전형성이 우수하면서 저가의 재료의 색전코일이 개발이 필요하게 되었다.

따라서 본 연구에서는 새로운 색전코일의 개발을 위해서 혈류를 효과적으로 차단할 수 있도록 혈전형성능력이 우수한 재료이며 경제성 있는 재료를 개발할 필요가 있었다. 최근 박 등에 의하면 혈전형성정도가 백금, 텅스텐, 스테인레스 강 순서로 혈전형성 능력이 우수한 것으로 보고하였다[12]. 그러므로 본 연구는 백금보다 저렴하며, 스테인레스강보다 혈전형성능력이 우수하며, 국내에서 대량 생산되고 있는 텅스텐 와이어를 이용하

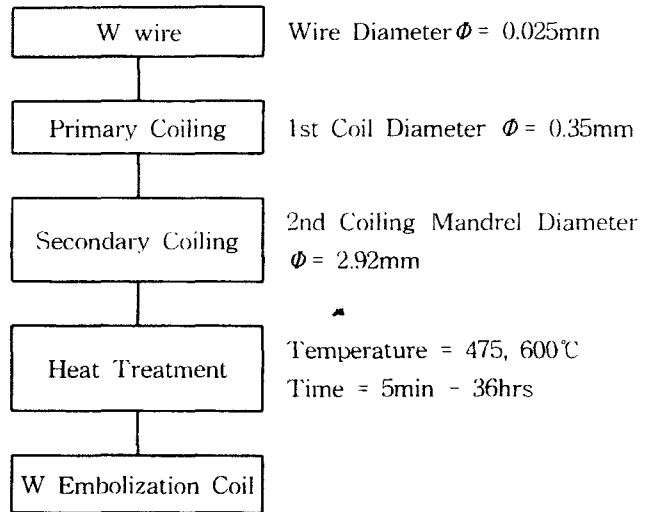


그림 1. 텅스텐 색전코일의 제조공정도  
Fig. 1. Flow chart of the fabrication process for W embolization coil

여 경제적이면서 형상복원성이 우수한 색전코일을 제조하기 위한 열처리 공정의 영향에 대하여 연구하고자 하였다. 이를 위해 열처리 온도 및 열처리 시간에 따른 2차코일의 피치간격, 직경 및 형상복원성을 평가하였다.

**실험방법**

**1. 텅스텐 색전코일 제조공정**

텅스텐 색전코일을 제조하기 위하여 직경 0.025mm의 텅스텐 와이어를 직경 0.2mm의 심재에 감아서 만든 1차코일을 제조하였다. 제조한 텅스텐 1차코일은 0.025mm의 피치간격을 가지고 있었다. 이 텅스텐 1차코일을 심봉으로부터 제거하여 약 6cm정도로 자른 후 직경 2.92mm의 알루미늄 심재에 0.35mm의 피치간격을 갖도록 감아서 2차코일을 제조하였으며, 감은 후에 코일의 탄성에 의하여 퍼지는 것을 방지하기 위하여 양쪽 끝을 가는 스테인레스강 선으로 고정시켰다. 일반적으로 색전코일은 약 4-8회 감는 것이 적당하다고 알려져 있으며, 본 실험에서는 약 7-8회 정도로 감아서 2차코일을 제조하였다[6]. 2차코일의 형태를 유지시키기 위하여 직경 2.92mm인 알루미늄 심재에 1차코일을 감아서 대기 중에서 475℃와 600℃의 온도에서 열처리하여 2차코일을 제조하였다. 그림1은 텅스텐 색전코일의 제조공정을 나타내고 있다.

**2. 텅스텐 색전코일의 특성평가**

475℃와 600℃에서 각각 열처리시간을 5분에서 36시간까지 변화시키면서 열처리 후의 2차코일의 피치간격과 직경을 측정하였으며, 제조된 색전코일의 형상복원성을 평가하였다. 제조된 텅스텐 2차코일의 형상복원성을 평가하기 위하여 다음과 같이 형

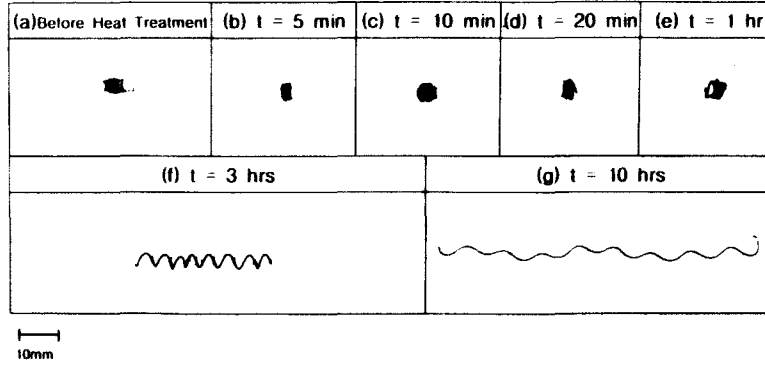


그림 2. 600°C에서 W coil의 열처리 시간변화에 따른 형상의 변화(2.92mm 알루미나 튜브 심재)

Fig. 2. Change of the W embolization coil shapes with heat treatment time at 600°C (Diameter of alumina tube mandrel was 2.92mm)

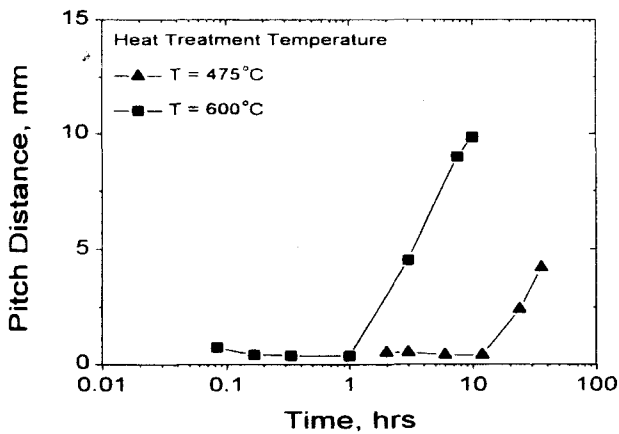


그림 3. 텅스텐 색전코일의 열처리 시간변화에 따른 피치간격 변화  
Fig. 3. Change of the pitch distance of W embolization coil with heat treatment time

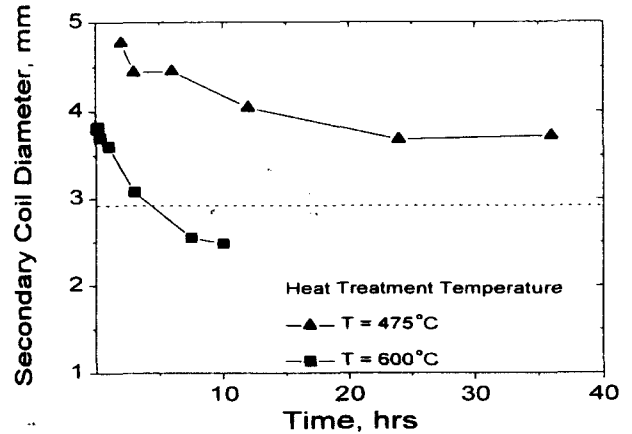


그림 4. 텅스텐 색전코일의 열처리 시간변화에 따른 내경의 변화  
Fig. 4. Change of the internal diameter of W embolization coil with heat treatment time

상복원성 (Shape Retention Capability)을 정의하였다.

$$\text{형상복원성} = \frac{l_0}{l_f} \quad (1)$$

여기서  $l_0$ 는 형성된 코일의 초기 길이이고,  $l_f$ 는 2차코일을 완전히 직선으로 폼다가 응력을 제거하여 형상의 복원된 상태에서의 코일의 길이이다. 따라서 형상복원성은 재료의 탄성력과 관계되는 것으로 형상복원성이 1이면 2차코일이 탄성변형으로 응력이 제거된 후에 완전히 형상을 복원하는 것을 의미하며, 1보다 작은 경우에는 탄성 변형을 벗어나 응력이 제거된 후에 원래의 형상으로 완전히 복원되지 않음을 나타낸다.

열처리공정에 따른 텅스텐 색전코일의 특성 변화를 해석하기 위하여 열처리 시간에 따른 텅스텐 코일의 Vickers 경도를 측정하였다. 또한 열처리 시간 변화에 따른 텅스텐코일의 무게변화를 측정함으로써 텅스텐 코일표면에서의 산화물이 형성되는 현상을 분석하였다.

### 결과 및 고찰

그림 2는 600°C에서 열처리를 하였을 때의 열처리시간을 5분에서 10시간까지 변화시킴에 따른 색전코일의 형상변화를 나타내주고 있다. 그림 2(b)-(e)에서 보듯이 5분에서 1시간사이의 짧은 열처리시간동안에는 2차코일의 형상이 유지되고 있지만, 1시간이후에는 코일의 피치간격이 급격히 증가하였다. 그림 2(g)에 나타난 것처럼 10시간 열처리를 행한 결과 표면이 연녹색으로 변화하였다. 475°C와 600°C에서의 코일의 열처리 후 형상을 비교하기 위하여 그림 3에 열처리 시간변화에 따른 2차코일의 피치간격을 나타내었다. 475°C와 600°C 모두 0.35mm의 감았던 피치간격보다 약간 큰 일정한 피치간격을 초기에 유지하지만, 475°C에서는 12시간이후부터 급격히 피치간격이 증가하였고, 600°C에서는 1시간이후부터 급격히 피치간격이 증가하는 경향을 나타냈다. 그림 4는 열처리시간에 따른 2차코일의 내경의 변

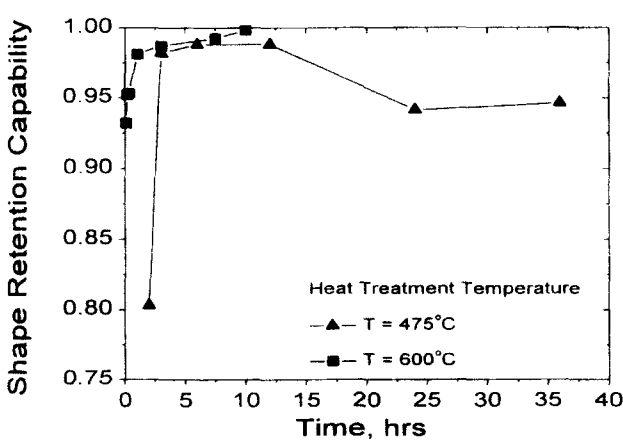


그림 5. 텅스텐 색전코일의 열처리 시간변화에 따른 형상복원성 변화  
Fig. 5. Change of the shape retention capability of W embolization coil with heat treatment time

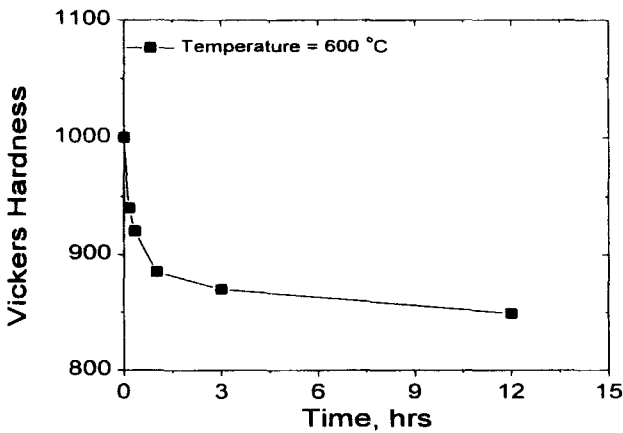


그림 6. 텅스텐 와이어의 열처리 시간변화에 따른 경도 변화  
Fig. 6. Change of the Vickers hardness of W wire with heat treatment time

화를 나타냈는데, 열처리 온도 475°C와 600°C 모두 열처리 시간이 증가함에 따라 색전코일의 내경이 감소하였으며, 600°C의 경우에는 475°C에 비해 2차코일의 내경이 작았으며, 또한 내경이 감소하는 속도가 더 빨랐다.

색전코일은 카테타에 의해 혈관에 삽입된 후에 원래의 코일모양으로 되돌아와야 혈관을 효과적으로 막을 수 있게되므로 형상복원성은 중요한 의미를 가지게 된다. 475°C와 600°C에서의 형상복원성을 그림 5에 나타내었는데, 각 온도에서 짧은 열처리시간에서 제조된 2차코일의 형상복원성은 낮은 값을 지니고 있었으나, 600°C에서는 10분 이후에 0.95이상의 높은 형상복원성을 가졌으며, 475°C에서는 3시간 이후에 0.95이상의 높은 값을 나타내었다. 또한 그 이후에서는 시간이 증가함에 따라 약간의 형상복원성이 증가하는 것으로 나타났다. 475°C에서 24시간 이후에서의 형상복원성의 감소가 나타났으며, 전체적으로는 600°C

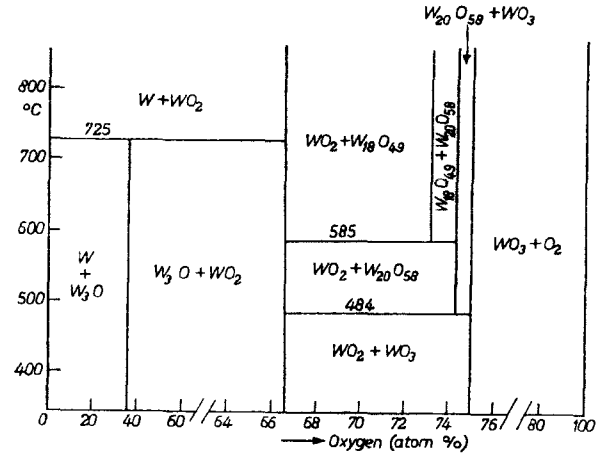


그림 7. 1기압하에서의 W-O 이원계 상태도  
Fig. 7. The W-O binary phase diagram at 1 atm total pressure

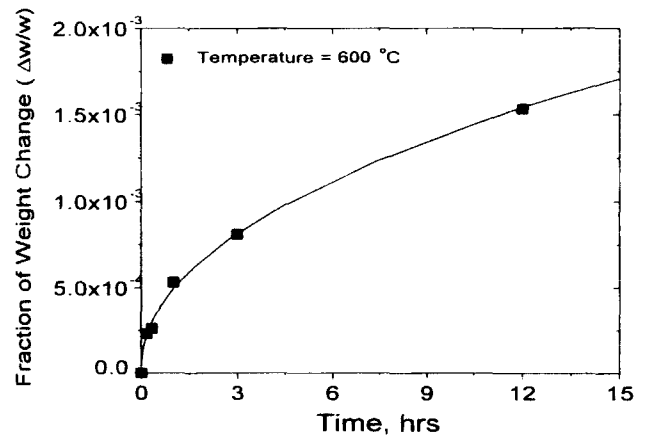


그림 8. 텅스텐 색전코일의 열처리 시간에 따른 산화물형성에 의한 무게변화  
Fig. 8. Change of the weight of W embolization coil due to the oxidation with heat treatment time

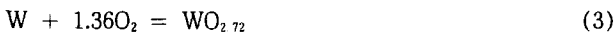
에서의 형상복원성이 475°C보다 우수하게 나타났다.

피차간격과 2차코일의 내경 등 색전코일의 형성에 미치는 온도의 영향을 크게 두 가지 측면에서 살펴볼 수 있다. 첫 번째 효과는 600°C에서 열처리 시간변화에 따른 재료의 기계적 특성 변화로 Vickers 경도값의 변화를 그림 6에 나타내었다. 열처리 시간이 증가함에 따라 경도값이 감소하고 있다. 냉간 가공된 텅스텐 와이어는 200°C에서 600°C사이에서 열처리를 하게되었을 때 재료의 회복(recovery)특성이 나타난다고 보고되고 있다 [13-14]. 따라서 열처리 시간 증가에 따른 경도의 감소는 재료의 회복에 의한 것으로 해석되며, 이 효과는 텅스텐 와이어의 제조공정을 고찰함으로써 이해할 수 있다.

본 연구의 미세한 텅스텐 와이어는 인발에 의해 심한 가공 경화되었고, 이후 0.2mm의 심재에 감아서 1차코일을 제조할 때 소성변형으로 인해 결정립내의 전위들이 상호작용 하여 전위밀

도가 급격히 증가한 상태에서 2차코일을 제조하였으므로 내부에 에너지가 높은 상태이다. 그런데 텅스텐은 200℃에서 600℃에서 재료의 회복이 일어나므로 2차코일을 475℃와 600℃에서 어닐링 열처리를 행하게 되었을 때 낮은 에너지 상태로 전위의 소멸 및 재배열이 일어나게 된다. 결국 재료의 내부에너지를 낮추면서 재료의 강도를 낮추게 된다[13-15]. 2차코일의 제조를 위해 1차코일을 심재에 감고 양쪽 끝을 고정시킨 상태로 열처리를 하게되므로 열처리를 가하기 전에는 변형을 받은 상태인데, 이후 열처리에 의해 축적된 내부에너지를 감소시키면서 2차코일을 형성하게된다. 그 결과 초기에는 일정한 피치간격을 유지한 채 2차코일의 형상을 유지하게 되었다. 이후 475℃에서 12시간이후, 600℃에서 1시간이후에 피치간격의 급격한 증가가 나타났는데 이 영향을 이해하기 위해 텅스텐의 산화물 형성기구의 이해가 필요하였다.

대기중이나 산소를 포함한 분위기에서, 텅스텐은 300℃이상에서 산화가 일어나기 시작하여 500℃이상에서는 급격히 산화가 일어나게 된다. 처음으로 생긴 산화층은 검은색이고, 이후 더 산화가 진행되면서 여러 가지 색깔의 산화물을 형성시킨다[13-14]. 그림 7은 텅스텐-산소의 이원계 상태도이다[14]. 그림 7에서 보듯이 텅스텐 산화물은 갈색의 WO<sub>2</sub>와 파란색의 W<sub>4</sub>O<sub>11</sub>, 녹색(600℃-950℃ 또는 노란색 1000℃-1100℃)의 WO<sub>3</sub>의 상들이 존재하는 것을 볼 수 있다[14]. W<sub>4</sub>O<sub>11</sub>는 W<sub>18</sub>O<sub>49</sub>(WO<sub>2.72</sub>)와 W<sub>20</sub>O<sub>58</sub>(WO<sub>2.90</sub>)의 두 상으로 이루어져 있다고 보고되었다. 600℃에서 생성되는 산화물의 형성과정을 살펴보면 다음의 여러 산화 단계를 거치게된다.



열역학적 측면에서 볼 때 600℃에서 초기에는 갈색의 치밀한 WO<sub>2</sub> 산화물이 형성되며 열처리 시간이 증가됨에 따라 W<sub>18</sub>O<sub>49</sub>와 W<sub>20</sub>O<sub>58</sub>의 중간상을 거쳐서 녹색의 다공성인 WO<sub>3</sub> 산화물이 형성되는 것으로 관찰되었다[13-14].

그림 8은 600℃에서 시간변화에 따른 표면산화물의 형성에 의한 무게변화를 보여주고 있는데 포물선 형태를 나타내고 있고, 이 관계를 다음과 같이 나타낼 수 있다[13-14].

$$\frac{\Delta w}{w} = ct^n \quad (6)$$

여기서  $\frac{\Delta w}{w}$ 는 텅스텐 표면산화물의 형성에 의한 무게변화율이며, c는 확산과 관련되는 값으로 일정온도에서 상수이고, n은 반응과 관련되는 상수, t는 열처리시간이다. 위 식에서 상수를 구하기 위하여 양변에 ln을 취하면 식(7)과 같다.

$$\ln\left(\frac{\Delta w}{w}\right) = \ln c + n \ln t \quad (7)$$

그림 8에서 양변을 ln으로 변환시킨 후에 t=0에서의 y축의 절편 값을 통해 상수 c=4.9×10<sup>-4</sup>이며, 기울기 n = 0.5을 얻을 수 있었다. 즉, 위 식을 정리하면,

$$\frac{\Delta w}{w} = 4.9 \times 10^{-4} t^{0.5} \quad (8)$$

의 관계식을 얻을 수 있다. 이것은 시간이 증가함에 따라 산화물의 무게변화 속도가 점차적으로 감소하는 포물선 형태임을 나타낸다. 산화물의 형성에 따른 무게변화 속도가 감소하는 이유는 산소와의 반응성이 매우 좋은 텅스텐이 초기에는 텅스텐 표면과 직접 접촉하게 되어 급격한 산화반응이 일어나게 되므로 WO<sub>2</sub>의 산화물이 빠르게 생성되기 때문이다. 이후에는 표면산화물량이 증가함에 따라 위의 표면산화물이 치밀한 피막을 형성하여 산소가 텅스텐표면으로 확산해 들어가는 것을 방해하게되어 열처리시간이 증가할수록 산소의 산화반응 속도가 급격히 감소하게된다[13-14]. 장시간 열처리를 하게되면 텅스텐의 산화속도가 직선적으로 변하려고 하는데 이는 그림 2(g)에서 보듯이 텅스텐 2차코일에 녹색의 WO<sub>3</sub> 산화물이 형성되었는데, WO<sub>3</sub>는 부동태 피막을 효과적으로 형성하지 못해 산소가 텅스텐 표면으로 쉽게 확산해 들어갈 수 있기 때문에 산화물이 시간에 따라 비례적으로 증가하기 때문이다. 위의 결과는 텅스텐이 400℃ 이하에서는 부동태 피막이 형성되는 WO<sub>2</sub> 또는 W<sub>18</sub>O<sub>49</sub>와 W<sub>20</sub>O<sub>58</sub>의 W<sub>4</sub>O<sub>11</sub> 산화물은 포물선법칙에 따라 산화되고, 부동태 피막을 효과적으로 생성시키지 못하는 WO<sub>3</sub>의 표면산화물은 1100℃ 이상에서는 직선인 속도로 산화되며, 400℃에서 1100℃사이의 온도에서는 두 관계가 혼합적으로 나타난다고 보고되는 것과 일치한다[13].

열처리 초기에는 가공 경화된 텅스텐의 회복현상에 의해 피치간격이 감소한 후 열처리 시간이 증가하면 표면에 텅스텐에 비해 탄성률이 훨씬 큰 텅스텐 산화물이 형성되면서 탄성이 증가되어 일정시간 이후에 급격한 피치간격의 증가된다고 생각된다. 2차코일의 내경은 열처리 시간이 증가함에 따라 점차적으로 감소하였는데, 이것은 열처리 과정에서 회복현상에 의해 재료내의 높은 내부에너지가 감소되면서 연화되기 때문으로 해석되었다. 열처리 시간이 증가됨에 따라 계속적으로 내경이 감소하는 것도 텅스텐 산화물이 형성되면서 탄성이 증가하여 피치간격이 증가하고 이에 상응하여 코일의 내경이 감소되는 것으로 해석되었다. 더 장시간 열처리를 하게되면 높은 내부에너지상태에서 응력이 완효효과보다 산화물형성에 의한 탄성효과가 더 크게 작용하여 코일피치간격이 증가하면서 코일의 내경이 초기 심봉의 지름보다 더 감소되는 결과를 나타내었으며, 산화물 형성이 빠른 600℃에서 열처리한 색전코일 내경의 감소속도가 빨랐다.

제조된 2차코일의 기계적특성을 평가하기 위한 형상복원성은

열처리 후 초기의 코일의 길이와 코일을 폼다가 놓았을 때의 길이를 비교함으로써 스프링의 탄성과 관련이 있다. 즉 다음의 관계에서

$$F = -kx \quad (9)$$

여기서 F는 스프링에 걸리는 힘이고 x는 스프링의 변위이며, k는 재료상수인 스프링상수이다. 따라서 외부에서 힘이 가해진 후 그 외력이 제거되었을 때 변형이 되었던 재료가 처음의 형상으로 되돌아오려는 복원력이 존재하는데 이는 스프링상수 k와 관계되고, 본 연구에서의 형상복원성과 밀접한 관계가 있음을 알 수 있다. 즉 스프링 상수 k는 단일코일에 관한 탄성력이지만 본 연구에서는 1차코일을 사용하여 제조된 2차코일을 스프링의 탄성력개념과 같은 의미의 새로운 변수를 정의하였다. 그림 6에서와 같이 열처리 시간이 증가함에 따라 형상복원성이 점차적으로 증가하는 것은 텅스텐 코일의 탄성 변화와 밀접한 관련이 있다. 즉 열처리 시간이 증가함에 따라 순수한 텅스텐에 비해 탄성률이 훨씬 큰 텅스텐 산화물이 표면에 형성됨으로 인해 탄성이 증가하여 코일의 형상복원성이 좋아지는 것으로 생각된다. 이는 형상복원성이 산화물의 무게변화량과 비슷한 경향을 보이고 있는 것에 비교할 수 있다. 위의 결과에서 살펴보듯이 산화물 형성이 빠른 600℃에서 열처리한 2차코일이 475℃에서 열처리한 2차코일에 비해 더 우수한 특성을 가지는 결과와 일치한다. 그런데 475℃에서 24시간이후의 장시간 열처리를 하면 형상복원성의 감소가 나타났는데 이는 지나친 산화물의 형성으로 인해 텅스텐과 산화물의 계면 및 산화물 피막 등에서 균열발생 등으로 인해 형상복원성에 산화물이 더 이상 효과적으로 작용하지 못한 것으로 생각된다[13].

이상의 결과로부터 475℃와 600℃의 각 온도에서 텅스텐 코일의 적정 열처리 조건을 살펴보면, 475℃의 경우에는 12시간, 600℃의 경우에는 20분의 경우로 나타났다. 고온인 600℃에서 열처리를 행하였을 때 형상복원성이 더 우수하면서 시간이 단축되므로 600℃에서 열처리하는 것이 제조공정 면에서 유리하다고 할 수 있다. 앞으로 색전코일의 실제 적용을 위해서는 임상 실험을 통하여 텅스텐 색전코일의 생체적합성에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

## 결 론

텅스텐 색전코일을 제조하기 위하여 475℃와 600℃에서 열처리를 하여 2차코일의 내경, 피치간격 등의 형상변화와 형상복원성을 평가하였다. 475℃와 600℃에서 열처리 시간이 증가됨에 따라 초기에는 회복에 의하여 재료의 내부에너지가 감소되면서 2차코일의 피치간격과 내경이 감소되었다. 장시간 열처리를 진행하면 일정시간 후에 피치간격이 급격히 증가하였는데 이것은 텅스텐 표면의 산화물이 형성되면서 탄성이 증가되기 때문이며, 동시에 열처리 시간이 증가됨에 따라 2차코일의 내경도 감소하

였다. 형상복원성은 열처리 시간이 증가됨에 따라 점차적으로 증가하였는데, 이는 텅스텐 코일의 표면에 산화물이 형성됨에 따른 탄성의 증가 때문으로 해석되었으며, 산화물형성 속도가 빠른 600℃가 475℃보다 더 우수한 형상복원성을 나타내었다. 2차코일의 피치간격, 내경 및 형상복원성을 최적화하기 위해서는 600℃에서 20분간 열처리하는 것이 적절한 조건인 것으로 조사되었다.

## 후 기

본 연구는 보건복지부에서 주관한 97년도 선도기술의료공학 기술개발사업의 지원(HMP-97-G-2-23) 및 KAIST 연구비 지원에 의하여 수행되었으며 이에 감사드립니다.

## 참 고 문 헌

1. S. Wallace, C. Gianturco, J. H. Anderson, H. M. Goldstein, L. J. Davis and R. L. Bree, "Therapeutic Vascular Occlusion Utilizing Steel Coil Technique: Clinical Application", Am. J. Roentgenol, Vol 127, pp.381-387, 1976.
2. J. H. Anderson, S. Wallace and C. Gianturco, "Transcatheter Intravascular Coil Occlusion of Experimental Arteriovenous Fistulas", Am. J. Roentgenol, Vol. 129, pp.795-798, 1977.
3. S. Wallace, M. Granmayeh, L. A. Desantos, J. A. Murray, M. M. Romsdahl, R. B. Bracken, and K. Jonsson, "Arterial Occlusion of Pelvic Bone Tumors", Cancer, Vol. 43, pp.322-328, 1979.
4. V. P. Chuang, S. Wallace and C. Gianturco, "A New Improved Coil for Tapered-Tip Catheter for Arterial Occlusion", Radiology, Vol.135, pp.507-509, 1980.
5. J. Bost PA-C, "New Treatment for Aneurysms : Platinum Micro-Coils", <http://www.asri.edu/neuro/brochure/coil.htm>.
6. M. Ritchart, "Vaso-occlusion Coil and Method", U.S. Patent 4,994,069, Feb.19, 1991.
7. U. H. Chee, M. Mariant, "Vasoocclusion coil with attached fibrous elements", U.S. Patent 5,304,194, April.19, 1994.
8. J. J. Phelps, N. T. Van, "Vasoocclusion coil with attached tubular woven or braided fibrous covering", U.S. Patent 5,522,822, Jun. 4, 1996.
9. C. Guglimli, F. Vinuela, G. Duckwiler, J. Dion, P. Lylyk, A. Berenstein, C. Strother, V. Graves, V. Halbach, D. Nichols, N. Hopkins, R. Ferguson and I. Sepetka, "Endovascular treatment of posterior circulation aneurysms by electrothrombosis using electrically detachable coils", J.

- Neurosurg., Vol.77, pp.515-524, 1992.
10. Y. Numaguch, P. H. Pevsner, D. Rigamonti and J. Ragheb, "*Platinum coil treatment of complex aneurysms of the vertebrobasilar circulation*", *Neuroradiology*, Vol. 34, pp.252-255, 1992.
  11. M. P. Marks, H. Chee, R. P. Liddell, G. K. Steinberg, N. Panahian, and B. Laene, "*A Mechanically Detachable Coil for the Treatment of Aneurysms and Occlusion of Blood Vessels*", *Am J. Neuroradiology* Vol. 15, pp.821-827, 1994.
  12. 박재형, "혈관조영 및 중재적 시술 재료개발", 보건복지부 G7 연구개발사업 1차년도 연차실적보고서, 1996.
  13. S. W. H. Yih and C. T. Wang, "*Tungsten: Sources, Metallurgy, Properties, and Application*", Plenum Press, 1979
  14. G. D. Rieck, "*Tungsten and its compounds*", Pergamon Press., 1969.
  15. G. E. Dieter, "*Mechanical Metallurgy*", 3rd Ed. McGraw-Hill Book Company, 1986.