

한방침의 단열효과를 위한 Al_2O_3 를 이용한 코팅연구

Coating of heat-acupuncture needle using an Al_2O_3 material to improve a heat insulation

정협재¹, 이경엽^{2,✉}Hyup Jae Chung¹ and Kyong Yop Rhee^{2,✉}¹ 경희대학교 기계공학과 (Graduate School of Mechanical Engineering, Kyunghee Univ.)² 경희대학교 기계산업시스템공학부·산학협력기술원 (Industrial Liaison Research Institute, School of Mechanical Engineering and Industrial system Engineering Kyunghee Univ.)

✉ Corresponding author: rheeky@khu.ac.kr, Tel: 031-201-2565

Manuscript received: 2008.10.6 / Revised: 2009.1.20 / Accepted: 2009.1.28

In this research, heat-acupuncture needle was coated with Al_2O_3 by applying a plasma spray coating method to prevent a skin burn. Al_2O_3 , which is one of the representative bioceramics, does not have an influence on the chemical change in the body system. The ceramic coating thickness was about 100 μm . The experiments of heat conduction were performed for uncoated needle and coated needle. The results showed that the surface temperature of needle decreased as the needle was coated with Al_2O_3 . The surface temperature of uncoated needle was about 48 °C, while that of needle coated with Al_2O_3 was about 39 °C.

Key Words: Bioceramics (바이오세라믹스), Plasma Spray Coating (플라즈마 용사 코팅), Acupuncture Needle (한방침), Insulation (단열), Heat-acupuncture Therapy (온침치료)

1. 서론

한의학에서 중요한 부분을 차지하는 것이 바로 침과 뜸 요법이다. 침과 뜸 요법은 조작 방법이 간단하면서도 치료효과가 빠르고 우수하여 그 적용 범위가 대단히 광범위하다. 침 요법 중 하나인 온침 요법은 몸 속까지 열을 전달하는 것으로 침을 환자의 몸에 삽입한 후 침의 끝 부분에 뜸을 올려 뜸이 탈 때의 열을 이용하는 방법과 라이터로 침의 끝단에 열을 가하는 방법이 있다. 온침 요법은 자율신경과 내분비계 등에 영향을 끼쳐 면역기능을 높여주며, 혈액을 통해서 일어나는 생물학적반응 및 효소반응, 산화환원반응 등을 원활하게 한다. 이러한 온침 요법은 많은 장점을 가지고 있지만, 몇 가지 문제점을 가지고 있다. 이 중 하

나가 바로 온침시술시 일어날 수 있는 피부의 화상이다. 사람 피부는 43°C 이상의 열이 가해지게 되면 통증을 느낄 수 있을 뿐만 아니라 피부에 화상을 입게 된다.¹ 피부 미용을 중시하는 현대사회에서 이러한 부작용은 온침시술에 부정적 요소로 작용할 것이다. 이러한 문제점을 해결하기 위해, 온침시술시 사용되는 한방침에서 피부조직으로 열이 전달되는 것을 방지할 수 있는 단열코팅을 고안하였다. 화상을 방지하는 침을 코팅하기 위해서는 우선 코팅물질의 열전도도가 아주 낮아야 하며, 사람의 생체조직과 화학적/생물학적 성질이 비슷한 생체친화성을 가져야 한다. 이런 코팅 물질 중 하나가 바이오 세라믹스이다. 바이오 세라믹스는 생체 내에서 서서히 흡수되면서 조직과 대체되는 생체활성 세라믹스와 생체 내에 흡수되지 않는

만 조직에 해를 주지 않는 생체비활성 세라믹으로 나눌 수 있다.^{2,3} 생체활성 세라믹에는 인산칼슘계 세라믹스와 생체활성 유리가 대표적이며, 역학적 물성이 우수한 Al_2O_3 와 ZrO_2 는 대표적인 생체비활성 세라믹으로 생체 내에서 장시간 노출시에도 화학적 변화가 거의 없는 것으로 알려져 있다.⁴ 현재까지 Al_2O_3 와 ZrO_2 에 대한 세라믹 코팅 연구는 많이 진행되어 왔지만 의료용 침의 세라믹 코팅에 관한 연구는 아주 소수의 연구만이 진행되고 있다.⁵⁻⁹ 특히 한방용 침의 열전도 방지를 위한 세라믹 코팅에 관한 연구는 이루어지지 않고 있다. 본 연구에서는 대표적인 생체비활성 세라믹인 Al_2O_3 를 이용하여 온침기술에 사용되는 침의 코팅 전과 코팅 후 열전도 정도를 비교하였으며, 코팅 전과 후의 온침 표면을 분석하여 세라믹으로 코팅된 침이 온침기술에 적합한지 알아보도록 하였다.

2. 실험방법

2.1 실험재료

본 연구에서는 온침기술에 사용되는 은침(길이: 60 mm, 두께 0.6 mm)을 사용하였다. 은침의 단열코팅을 위한 생체비활성 세라믹스는 Al_2O_3 를 사용하였다. 표 1, 2 는 본 연구에 사용된 Al_2O_3 와 은침의 물성을 나타내주고 있다.

Table 1 Property of Al_2O_3

Material	Purity (%)	Size(μ m)	Model	Company
Al_2O_3	99.5	-31 ~ +3.9	105 SFP	Sulzer metco

Table 2 Thermal property of needle and coating material

Materials		Thermal Conductivity (w/m·K)	Specific Heat Capacity(J/g· $^{\circ}$ C)
Needle	Silver	419	0.234
Coating Materials	Al_2O_3	46	0.753

2.2 코팅방법

본 연구에서는 Plasma Flame Spray System 을 사용하여 은침을 코팅하였다. 용사가스는 Ar, H_2 를 사용하였으며, 각각 120kPa, 15kPa 의 압력으로 분사하였다. Powder feed 는 50 rpm 이고 전류는 500 A, 코

팅시의 용사거리는 60 mm로 하였다. 화상방지를 위한 단열코팅은 두께를 약 100 μ m로 하였으며, 피부와 접촉되는 부분의 화상을 방지하기 위하여, 열을 가해주는 부분과 몸 속에 들어가는 부분을 제외한 가운데 부분만을 그림 1 과 같이 부분 코팅을 하였다.

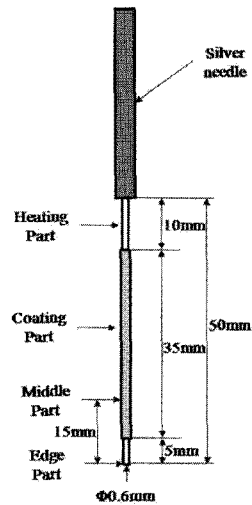


Fig. 1 Configuration of Coated Needle

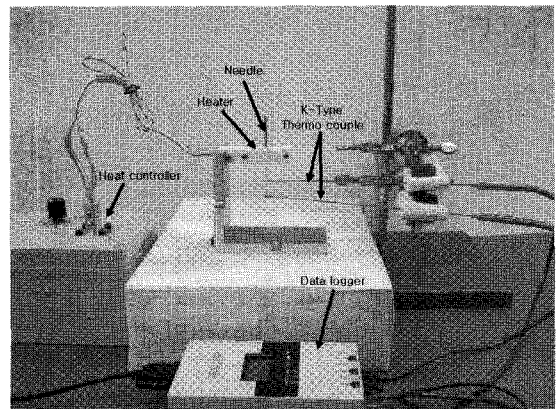


Fig. 2 Configuration of Heat transfer experiment equipment

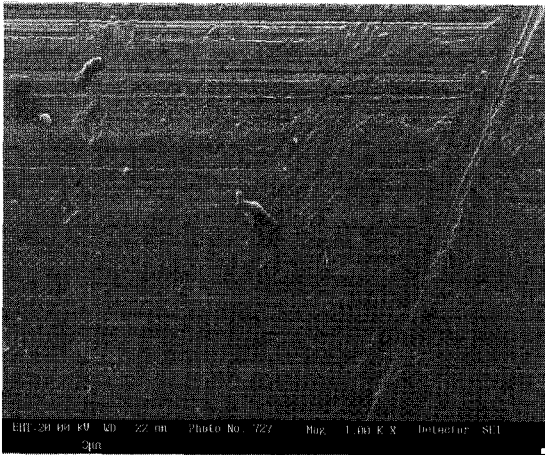
2.3 열전도 실험

열전도 실험은 그림 2 와 같은 장치를 구성하여 실험하였다. 세라믹 히터와 콘트롤러, K-Type Thermo couple 과 Data logger 을 사용하였다. 온도측정은 그림 1 에서 보여주는 부분과 같이 사람 몸 속에 들어가는 침의 끝단(edge part)과 온침기술시

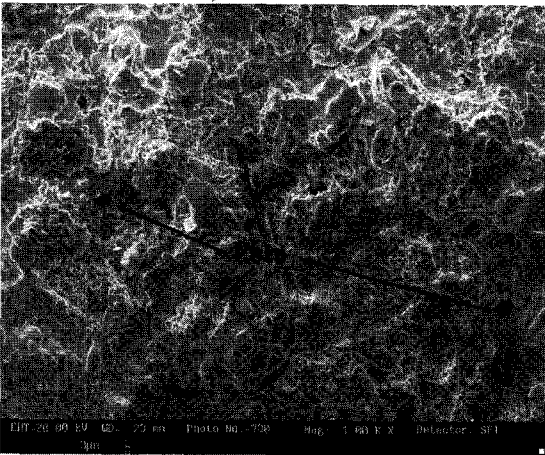
사람 피부와 접촉하는 중간부분(middle part)을 측정하였으며, 시간은 1800sec 동안 측정하였다. 실험의 재현성을 위해서 각각의 시편당 5 회씩 측정하였다.

3. 결과

3.1 표면상태



a) Silver needle



b) Al₂O₃ coated silver needle

Fig. 3 SEM picture of needle surface

코팅 후의 표면상태는 세라믹 코팅이 얼마나 잘되었는가를 결정하는 중요한 요소이다. 본 연구에서는 SEM 을 이용하여 코팅 전과 Al₂O₃ 코팅 후의 표면상태를 관찰하였다. 그림 3(a), (b)는 코팅전 은침의 표면과 Al₂O₃ 코팅 후의 은침 표면을 나타내고 있다. 그림 3(a)에서와 같이 코팅전의 은침의

경우 표면이 매끄러운 것을 알 수 있다. 은침 표면에 보이는 흠집은 가공단계에서 생긴 것으로 생각된다. 그림 3(b)는 Al₂O₃ 를 코팅한 은침의 표면이다. 그림에서 보듯이 Al₂O₃ 의 입자가 용사코팅에서의 높은 열로 인하여 입자가 용융상태로 은침 표면에 충돌하여 넓게 퍼지면서 결합된 것을 볼 수 있다. 은침에 Al₂O₃ 가 코팅된 부분을 보면 미용융 입자가 중첩되면서 만들어지는 기공(pore)과 용사코팅층의 가스 생성으로 인한 공극(void)이 생긴 것을 알 수 있다.¹⁰ 그림 3(b)의 Al₂O₃ 코팅표면은 그림 3(a)의 은침의 표면과 비교하면 많이 거친 것을 보여주고 있으며, 코팅 표면이 전체적으로 고르지 못한 것을 보여주고 있다.

3.2 코팅 전과 후의 Surface roughness

코팅된 침이 환자 몸 속에 삽입될 때 침의 표면이 거칠면 피부에 손상을 입히거나 환자에게 고통을 줄 수 있다. 따라서 세라믹 코팅 후 은침의 표면거칠기는 본 연구의 중요한 요소이다.

Table 3 Surface roughness of needle

Roughness	Silver	Al ₂ O ₃ coated silver needle
Ra(μm)	0.188	8.568

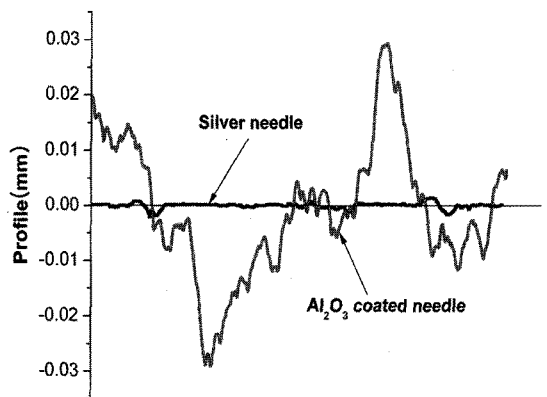


Fig. 4 Surface profile of needles

본 연구에서는 Surface Profiler 를 이용하여 코팅 전과 후의 표면거칠기 상태를 비교하였다. 표 3 은 Al₂O₃ 코팅 전과 후 은침의 Surface roughness 의 평균값을 나타낸 것이다. 표면거칠기 Ra 는 코팅 전에 0.188 μm이며, 코팅 후에는 8.568 μm로 나타난 것을 알 수 있다. 그림 4 는 코팅 전·후 은침의

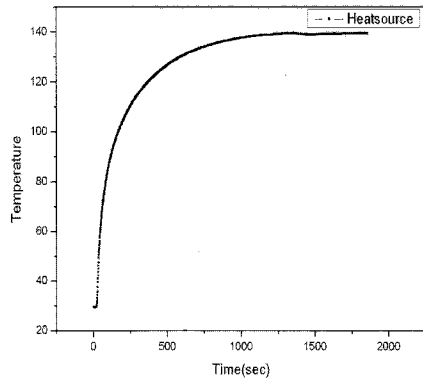
Surface Profile 을 나타내고 있다. Surface Profile 을 보면 Al_2O_3 코팅 후 은침의 표면이 코팅전의 은침 표면과 비교하여, 상당히 거친 것을 보여주고 있다. 이것은 앞의 그림 3(b)의 설명에서와 같이 플라즈마 용사코팅 과정에서 생긴 미용융 코팅 입자들에 의한 기공과 세라믹 코팅층의 표면에서 생긴 가스 생성으로 인한 공극들로 인해 표면이 거칠어진 것으로 판단된다.

3.3 코팅 전과 후의 은침 열전도 실험

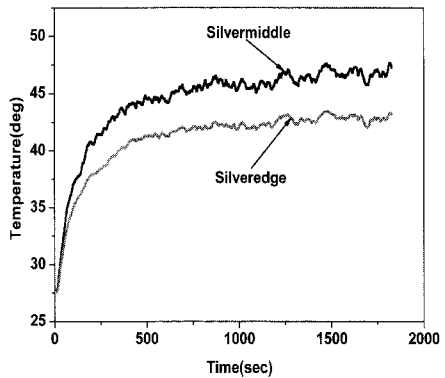
본 연구에서는 Al_2O_3 세라믹 코팅을 한 은침이 피부의 화상을 방지할 수 있는 지에 관한 실험을 위해 열전달 실험을 실시하였다. 그림 5(a)는 열전달 실험에 사용된 세라믹 히터의 열원을 시간과 온도의 관계로 나타내주고 있다. 세라믹 히터의 열원은 가열되기 시작하면서 온도가 급속하게 높아져 약 100sec 에 100℃를 넘겼으며, 온도가 계속 증가하다가 약 1000sec 가 지나면서부터 실험 종료 시까지 약 140℃를 유지하게 된다.

그림 5(b)와 (c)는 코팅 전의 은침과 Al_2O_3 세라믹 코팅 후 은침의 열전도 실험 결과를 보여주고 있다. 코팅 전과 후의 은침에서 온도를 측정하였으며, 온도 측정은 은침시술시 사람 몸 속에 들어가는 은침의 끝단부분(Edge part)과 사람의 걸 피부와 접촉하는 부분인 중간부분(Middle part)을 측정하였다. 그림 5(b)에서 보는 바와 같이 은침의 끝단 부분과 중간부분의 온도변화를 보면 열원에 의해 은침이 가열되기 시작하면서부터 은침의 중간부분의 온도가 끝단부분의 온도보다 높은 것을 알 수 있다. 은침을 가열한지 약 300sec 가 지나면서 피부와 접촉하는 중간부분의 온도는 피부화상 온도인 43℃를 넘어, 약 600 sec 부터 실험 종료 때까지 약 45~47.5℃를 유지하는 것을 알 수 있다. 실제 은침시술시 이러한 결과를 나타내게 된다면 환자는 화상을 입거나, 그로 인한 고통을 느낄 수 있을 것이다. 이에 반해, 몸 속에 들어가는 침의 끝부분은 약 500sec 까지 온도가 상승하다가 실험 종료시까지 약 42~43℃의 온도를 유지하는 것을 알 수 있다. 코팅 전 은침의 중간부분과 끝부분의 온도 차이는 열원에 의해 위에서부터 전달되어온 열이 은침의 온도 측정부분 사이의 거리영향을 받아 다르게 측정된 것으로 판단된다.

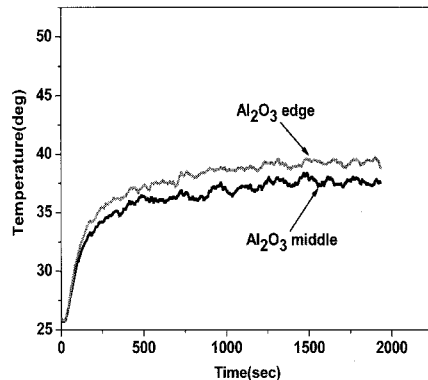
그림 5(c)는 Al_2O_3 세라믹 코팅을 한 은침의 온도변화를 나타낸 그래프이다. 코팅 후 은침의 온도 변화를 보면 중간부분의 온도는 약 250sec 까지



a) Heat source diagram



b) Heat conduction result of silver needle



c) Heat conduction result of Al_2O_3 coated silver needle

Fig. 5 Heat source diagram & Heat conduction result

급격하게 상승하다가 약 500sec 이후부터 온도가 서서히 증가되는 것을 알 수 있으며, 실험 종료까지의 중간부분 온도는 최고 40℃로 피부화상 온도인 43℃보다 낮아 은침 시술시 화상을 방지할 수 있는 것으로 나타났다. 끝단부분의 경우 약 250sec 까지 온도가 급격하게 상승하다가 중간부분

과 같이 약 500sec 이후부터는 온도가 서서히 증가하다가 1000sec 이후에는 약 38~40℃ 사이에서 온도가 유지되는 것을 알 수 있다. 코팅 후의 은침은 열전도과정에서 열전도도가 낮은 세라믹에 의한 단열효과로 인해서 피부에 접촉되는 중간부분의 온도가 코팅을 하지 않은 침의 중간부분에 비해 낮아졌으며, 끝단부분은 코팅하지 않은 은침과 비슷한 온도변화를 보였다.

그림 5(b)와 (c)에 나타나 있는 코팅 전의 은침과 코팅 후의 은침의 온도변화를 비교해보면, 코팅 전 은침의 경우 중간 부분의 온도가 끝단 부분의 온도보다 높았던 것에 비해, Al₂O₃ 세라믹 코팅 후의 은침의 경우 중간 부분의 온도가 끝단 부분의 온도보다 낮아진 것을 볼 수 있다. 이것은 열전도도가 낮은 세라믹 물질로 코팅한 부분의 단열효과로 인한 것이며, 이로 인해서 은침시술시 코팅된 은침을 사용할 경우 화상의 위험이 줄어드는 것을 알려주고 있다.

그림 6 은 열전도 실험을 통한 코팅 전·후 은침 최고온도의 평균값을 보여주고 있다. 열전도 실험결과 코팅하지 않은 은침의 경우 중간부분이 약 48.37℃, 끝부분이 약 43.8℃였으며, Al₂O₃ 코팅을 한 은침의 경우 중간부분이 약 39.18℃, 끝부분이 약 40.26℃로 나타났다. 위 결과를 보아 은침시술시 코팅을 하지 않은 침을 사용할 경우 환자가 화상을 입을 수 있는 위험이 큰데 반해서, 세라믹 코팅을 한 침을 사용할 경우 화상 위험이 크게 줄어들음을 알 수 있다.

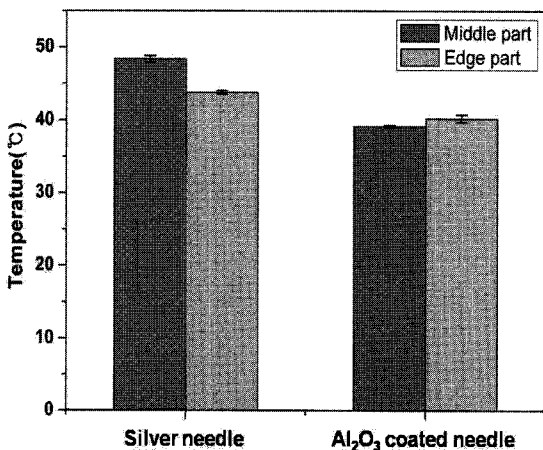


Fig. 6 Maximum temperature of needles

4. 결론

본 논문에서는 바이오 세라믹 코팅을 이용한 은침의 단열효과를 실험을 통해서 알아보았으며, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1) 은침에 Al₂O₃ 를 코팅한 결과, 용사코팅과정에서 생긴 기공과 공극등에 의해서 기존 은침에 비하여 표면이 거칠었으며, 표면거칠기 측정결과 코팅전의 은침은 0.188 μm이며, 코팅 후의 은침은 8.568 μm로 나타났다.

2) 열전도 실험을 통해 코팅 전과 후 은침의 온도변화를 확인한 결과 중간부분과 끝부분의 최고온도의 평균이 코팅전의 경우 48.37℃, 43.3℃였으며, 코팅후의 경우 39.16℃, 40.26℃를 나타내었다.

3) 열전도 실험결과 Al₂O₃ 세라믹 코팅을 한 은침의 경우 은침시술시 피부와 접촉하는 중간부분의 최고온도가 39.16℃로 피부화상온도인 43℃보다 낮았다. 위의 결과를 종합해보면 세라믹 코팅을 한 은침의 경우 은침시술시 화상의 위험 줄일 수 있을 것으로 판단된다.

후 기

이 논문은 2007 년 정부의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2007-D00013)

참고문헌

1. The Korean Society of Plastic and Reconstructive Surgeons, "Plastic surgery," Koonja Press, pp. 301-304, 2005.
2. Hench, L. L., "Bioceramics," Journal of the American Ceramic Society, Vol. 81, No. 7, pp. 1705-1728, 1998.
3. Kim, T. N., "Ceramic biomaterials," Ceramist, Vol. 5, No. 1, p. 11, 2002.
4. Kim, H. W. and Kim, H. E., "Utilization and Research trend of Bioceramics," Ceramist, Vol. 7, No. 1, pp. 11-20, 2004.
5. Bergin, D., Pappas, J. N., Hwang, J. J., Sheafor, D. H. and Paulson, E. K., "Echogenic polymer coating: does it improve needle visualization in sonographically guided biopsy," American Journal of Roentgenology, Vol. 178, No. 5, pp. 1188-1190, 2002.
6. Gottlieb, R. H., Robinette, W. B., Rubens, D. J., Hartley, D. F., Fultz, P. J. and Violante, M. R.,

- “Coating agent permits improved visualization of biopsy needles during sonography,” *American Journal of Roentgenology*, Vol. 171, No. 5, pp. 1301-1302, 1998.
7. Jang, I. S., Park, J. B., Yook, T. H. and Kim, H. S., “The safety of silicone-coated acupuncture needle,” *Journal of Meridian & Acupoint*, Vol. 22, No. 1, pp. 165-167, 2005.
 8. Inokuti, Y. and Mori, H., “Development of new patient-friendly therapeutic puncture needle with high insulation and good adhesion,” *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 171, No. 3, pp. 423-427, 2006.
 9. Fukuda, H. and Inokuti, Y., “Aspiration biopsy using new ceramic-coated stainless steel puncture needle,” *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Vol. 71B, No. 2 pp. 392-397, 2004.
 10. Kim, B. M. and Hwang, S. Y., “Principles and applications of thermal spraying techniques,” *Journal of the Korean Welding Society*, Vol. 20, No. 4, pp. 443-450, 2002.