

의료용 카테타 튜빙의 압출을 위한 다이내의 수지 흐름해석

이민아¹ · 류민영[#] · 신동진² · 김태균³

Flow Analysis of Resin in an Extrusion Die for the Production of Medical Catheter Tubes

M. A. Lee, M. -Y. Lyu, D. J. Shin, T. K. Kim

(Received January 16, 2015 / Revised January 29, 2015 / Accepted February 11, 2015)

Abstract

Medical catheter tubes are disposable devices that are inserted into the body cavities such as the pleura, trachea, esophagus, stomach, urinary bladder, ureter, or blood vessels for surgical procedures. Each hole of the inner tube is called a lumen, which is used as a passage for drug injections, waste discharge, polypus removal, blood transport, or injection of a camera or sensor. The catheter tube is manufactured by extrusion. The flow in the inner extrusion die affects the thickness and diameter of the tube. In the current study computer simulation of flow in an extrusion die for catheter tubing was performed. Velocity, pressure, shear rate, and shear stress were investigated and the die design was examined.

Key Words : Catheter Tubes, Lumen, Tube Extrusion, Extrusion Die, Computer Simulation of Flow

1. 서 론

맹장 수술, 디스크 수술, 무릎 수술, 심장 수술, 혈관 수술 등 과거 대부분의 수술은 절개 수술법을 이용하여 진행되었다. 이러한 절개 수술법은 다량 출혈, 통증 지속, 더딘 회복, 큰 흉터 자국 등의 단점으로 인해 현재에는 최소 침습 기술이 많이 이용되고 있다[1, 2]. 최소 침습 기술이란 플라스틱 관이 삽입될 수 있는 최소한의 부위만 절개하는 방법으로 기존의 수술 방법과 동일한 효과를 가지지만 환자에게 미치는 영향을 최소화하는 기술 방법이다[2]. 최소 침습 기술에 이용되는 플라스틱 관을 카테타 튜빙 (Catheter Tubing)이라 부르며 체내에 삽입하는 의료기구이기 때문에 일회용으로 사용이 된다.

약물 주입, 노폐물 배출, 카메라 및 센서 삽입, 용종 제거, 혈액 운반, 초음파 장치 삽입, 레이저 삽입 등의 다양한 목적들이 동시다발적으로 이루어 지기 때문에 튜빙 내부에는 루멘 (Lumen)이라 불리는 여러 형상의 다중 홀 (Multi Lumen)을 갖고 있다[3~5]. 이처럼 일정한 단면을 가진 카테타 튜빙을 생산하기 위해선 연속적으로 제품을 생산하는 압출 공정이 이용된다[5~7]. 원하는 형상의 튜빙을 생산할 수 있는 다이에서 압출된 튜빙은 진공 사이징 탱크를 지나게 된다. 튜빙의 냉각과 동시에 진공을 조절해 튜빙의 직경과 두께를 조절한다[8]. 그 다음 튜빙의 벽 두께, 난형도, 직경, 형상, 표면 등을 측정할 수 있는 계측장치를 지나고 제품에 변형이 없도록 일정한 속도로 당겨주는 풀러 장치 단계를 거치게 된다.

1. 서울과학기술대학교 일반대학원 제품설계금형공학과

2. ㈜테스코

3. 현주인테크

Corresponding Author : Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology,
E-mail: mylyu@seoultech.ac.kr

마지막으로 와인딩 또는 커팅 공정을 통해 튜빙이 완성된다. 카테타 튜빙은 주로 피부를 통해 체내로 삽입되기 때문에 표면이 매끄러워야 하며, 얇은 두께가 길이 방향으로 일정하게 유지되어야 시술 시 기구 삽입 또는 약물 주입 등이 문제없이 이루어진다. 압출 공정의 여러 단계에서 이와 같은 카테타 튜빙의 외형에 영향을 주는 인자는 스크류의 회전 속도에 따른 토출량, 다이 디자인, 진공 사이징 탱크의 진공의 크기, 풀러 장치의 속도 등이다. 다이 내부의 흐름은 튜빙의 초기 형상을 결정 짓는 곳이며 이곳에서 수지 흐름의 안정화가 이루어져야 그 이후의 안정된 압출 조절이 담보된다[5, 9, 10].

본 연구에서는 고품질의 튜빙을 생산하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 압출 다이 내부의 수지 흐름을 파악하였다. 가장 기본적인 단일 루멘 튜빙을 압출할 수 있는 다이를 설계하였다. 다이 내부에서의 압력분포, 속도분포, 전단변형률과 전단응력 분포를 파악하고 출구부 단면에서 속도분포를 통해 다이 설계를 검증하였다. 이러한 다이 설계는 추후 멀티 루멘 카테타 튜빙 연구의 기초가 될 것으로 판단된다.

2. 컴퓨터 해석

2.1 연구 모델

2.1.1 카테타 튜빙 형상

Fig. 1은 루멘을 가진 의료용 카테타 튜빙 형상 중 가장 일반적인 형상의 단일 루멘 카테타 튜빙 형상이다. 튜빙 직경 $\varnothing 2.8\text{mm}$, 튜빙 두께 0.51mm , 루멘 직경 $\varnothing 1.775\text{mm}$ 으로 이루어져 있다.

2.1.2 카테타 튜빙 다이

단일 루멘을 가진 의료용 카테타 튜빙을 압출할 수 있게 설계된 다이 형상을 Fig. 2에 나타내었다. 다이 내부에는 루멘의 형상과 사이즈를 결정하는 다이 부품인 맨드릴(Mandrel)이 있으며, 맨드릴을 지탱하는 부품인 스파이더(Spider)로 구성되어 있다. 맨드릴과 스파이더 부품은 수지 흐름에 영향을 주는 요소이기 때문에 그 주변부의 수지 흐름을 확인할 필요가 있다[11].

2.2 재료

컴퓨터 시뮬레이션에 사용한 재료는 Arkema Inc.의

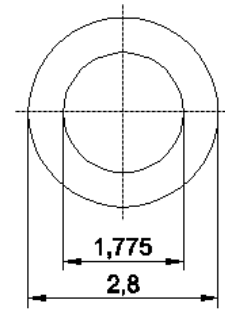


Fig. 1 Geometry of catheter tubing for medical procedure

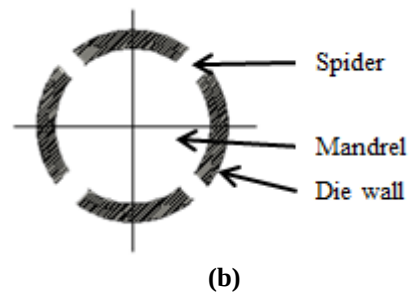
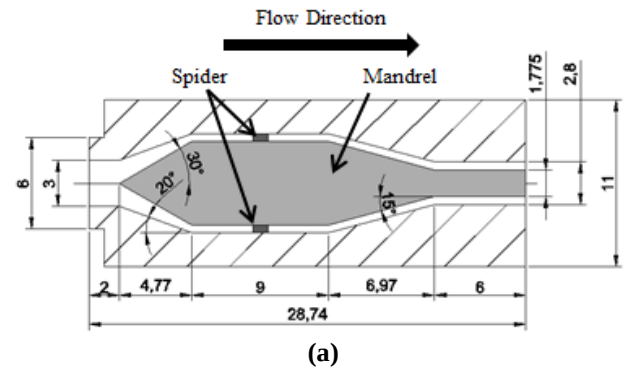


Fig. 2 (a) Geometry of extrusion die for one lumen catheter tubing, (b) Location of spiders in mandrel

Pebax 7233 SA01 MED이다. 이 재료는 실제 현장에서 의료용 카테타 튜빙의 소재로 사용된다. 실험을 통해 해당 소재의 추천 온도인 235°C 에서의 전단변형률에 따른 점도를 측정하였으며, 이 재료의 거동을 잘 나타내는 Generalized Newtonian Model인 Cross Law Model 식(1)을 이용하여 Curve Fitting 하였다. Curve Fitting 그래프와 해석에 사용한 물성 데이터를 Fig. 3과 Table 1에 정리하였다.

$$\eta = \eta_0 / [1 + (\lambda \dot{\gamma})^m] \quad (1)$$

여기서 η_0 는 초기 점도이며, λ 는 이완시간, m 은 Cross Law Index, $\dot{\gamma}$ 은 전단변형률 속도를 나타낸다.

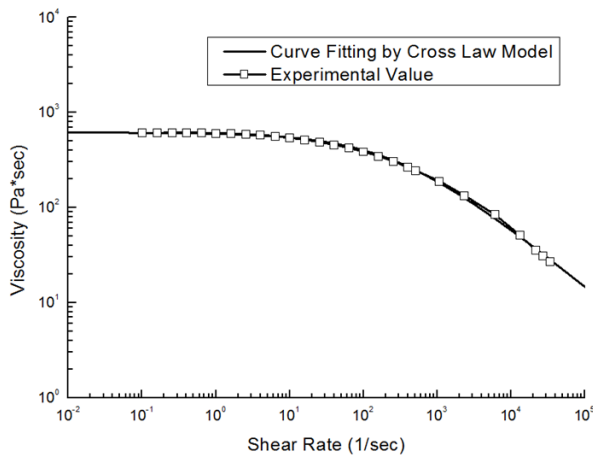


Fig. 3 Measured viscosity of Pebax 7233 and curve fitting curve for computer simulation

Table 1 Parameter of Pebax 7233 for computer simulation

$\eta_0(\text{Pa}\cdot\text{s})$	$\lambda(\text{s})$	m
0.6125149e+3	0.3683972e-2	0.6271356e+0

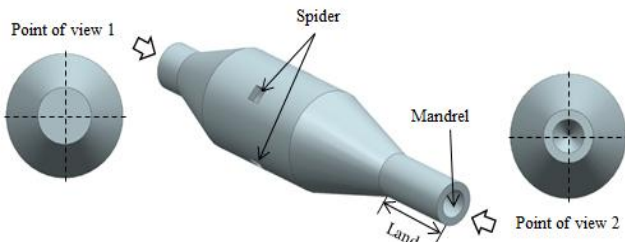


Fig. 4 Modeling for computer simulation

2.3 해석을 위한 모델링

의료용 카테타 튜빙 압출 해석에 사용한 모델은 Fig. 4에 나타난 것처럼 다이 내부의 수치 형상이다. 맨드릴과 스파이더 부품이 있는 곳에는 수지가 흐르지 못하기 때문에 해석 모델에서는 빈 공간으로 표현 된다. 다이 내부 중 직경이 일정해지기 시작하는 부분부터 출구까지를 랜드(Land) 부라 하는데 이 영역은 재료의 흐름을 안정하게 해주는 역할을 한다.

2.4 해석 방법

튜빙 압출 해석은 Polyflow를 사용하였으며, 해석 조건은 정상상태와 등온 조건을 사용하였다.

Fig. 5에 튜빙 압출 다이 내 해석에 사용한 경계 조건을 나타내었다. BC1은 다이 입구 부로 Inlet 조

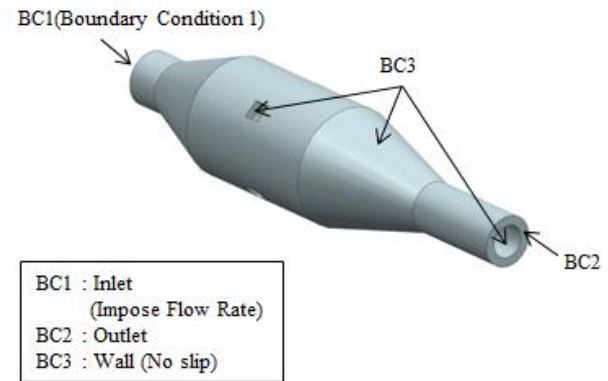


Fig. 5 Boundary conditions for the simulation of tubing extrusion

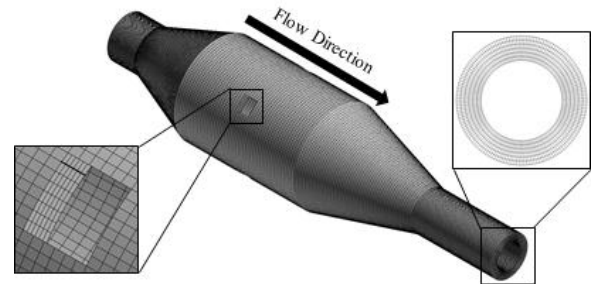


Fig. 6 Mesh for the simulation of tubing extrusion

건을 주고 유량 (Flow Rate) 값을 부여하였다. 본 연구에서는 $1700\text{mm}^3/\text{s}$ 의 유량을 사용하였다. BC2는 다이 출구부로 Outlet 조건을 주었으며, 다이 벽과 맨드릴 및 스파이더에 맞닿는 부위에는 벽(Wall)으로 No Slip 조건을 부여하였다[10].

해석 모델은 육면체 요소와 사면체 요소의 조합으로 총 196,160개의 요소로 메시를 형성하였다. Fig. 6에 메시 형성 모습을 나타내었다. 두께 방향으로 6개 요소로 생성하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 압력 분포

Fig. 7에 다이 내부의 압력 분포를 나타내었다. 다이 입구에서부터 출구까지 연속적으로 압력 강하가 일어났다. 압력 강하가 발생함에 따라 수지가 다이 입구에서 출구까지 흘러갈 수 있다. 다이 입구에서의 압력은 44.703Pa 로 다이 출구까지 흘러가기 위해 필요한 압력이다. 다이는 스크류 압출기 끝에 연결되어있기 때문에 스크류 압출기는 44.703Pa 의 압력을 제공할 수 있는 능력을 갖추어야 함을 시사한다.

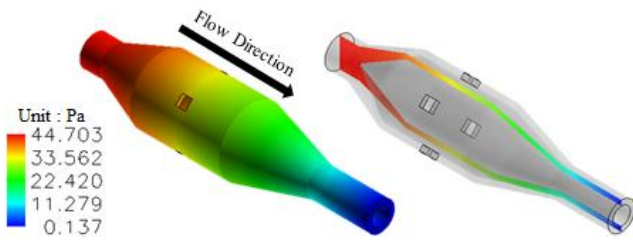


Fig. 7 Pressure distribution along the flow direction

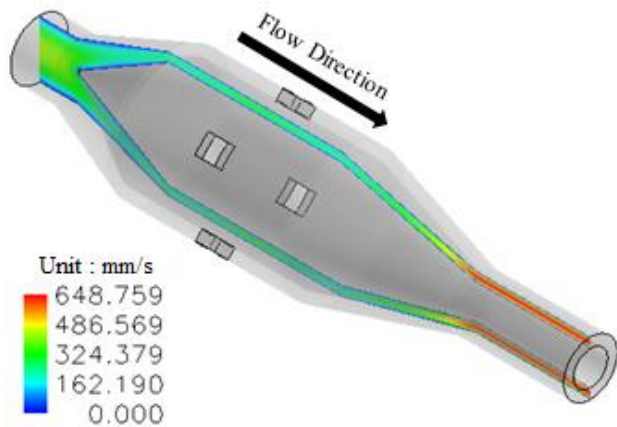


Fig. 8 Velocity distribution along the flow direction

3.2 속도 분포

다이내의 속도분포가 Fig. 8에 나타나있다. 다이 벽과 맨드릴 및 스파이더에 접촉한 수지는 No Slip 조건에 의해 속도가 0으로 나타났다. 이러한 경계 조건으로 인해 벽면보다 튜빙 내부의 속도가 빠르게 나타났다고 판단된다. 다이 랜드 부가 다른 영역에 비해 속도가 급격히 빨라지는 것을 확인할 수 있었는데 그 이유는 다이 랜드 시작 부에서 단면적이 급격히 감소하기 때문이라 판단된다. 다이 랜드에서 수지의 속도가 충분히 안정된 후 출구로 흘러감을 확인할 수 있다.

3.3 유선 (Streamline)

Fig. 9에 유선의 결과를 보여주고 있다. 유선은 다이 내에서 수지가 흘러가는 모습을 나타낸 결과이다. 수지는 스파이더를 지나면서 흐름이 나뉘어지게 되는 것을 확인할 수 있었다. 스파이더를 지난 후에는 흐름이 결합되어 다시 안정된 모습으로 흘러가는 것으로 나타났다. 이러한 유선을 통해 볼 때 스파이더는 출구의 흐름에 영향을 주지 않을 것으로 판단된다.

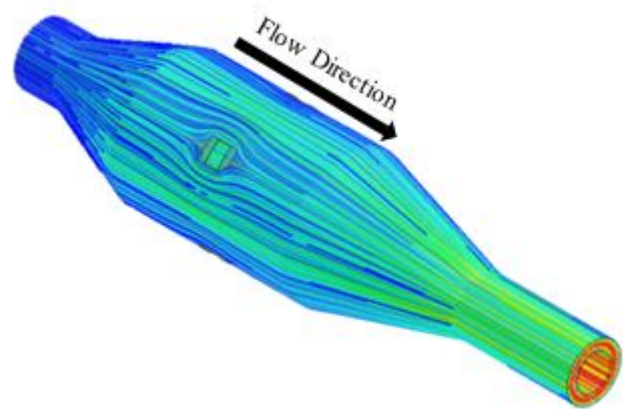
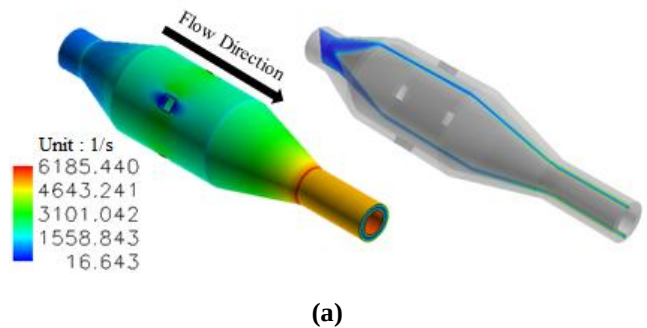
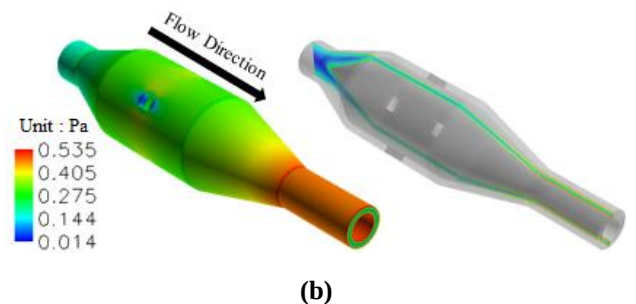


Fig. 9 Streamline along the flow direction



(a)



(b)

Fig.10 (a) Shear rate distribution, (b) Shear stress distribution

3.4 전단변형률과 전단응력 분포

Fig. 10(a)는 전단변형률 분포이며, Fig. 10(b)는 전단응력 분포를 나타내고 있다. 전단변형률은 속도의 구배 이기 때문에 속도가 급격히 빨라지는 구간인 다이 랜드 시작 부에서 가장 크게 나타났다.

전단응력은 점도와 전단변형률의 곱으로 표현할 수 있다. 전단응력이 재료의 한계전단응력 (Critical Shear Stress) 보다 큰 경우 흐름 불안정이 발생하고 표면 거칠기 현상이 나타나 압출 제품의 품질에 영향을 미치게 된다[12, 13]. 해석에서 나타난 최대 전단

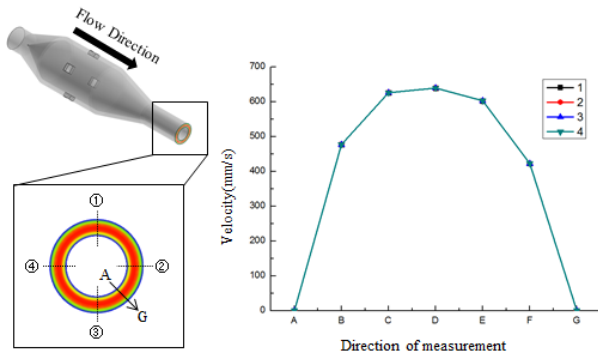


Fig.11 Velocity profile at die exit in thickness direction

응력은 0.535Pa로 본 연구에서 사용한 Pebax 7233 수지의 한계전단응력인 100000Pa 보다 작기 때문에 체적 유량이 $1700\text{mm}^3/\text{s}$ 인 경우, 다이 출구에서 흐름 불안정이 발생할 가능성이 없을 것으로 판단된다.

3.5 출구부 속도 분포

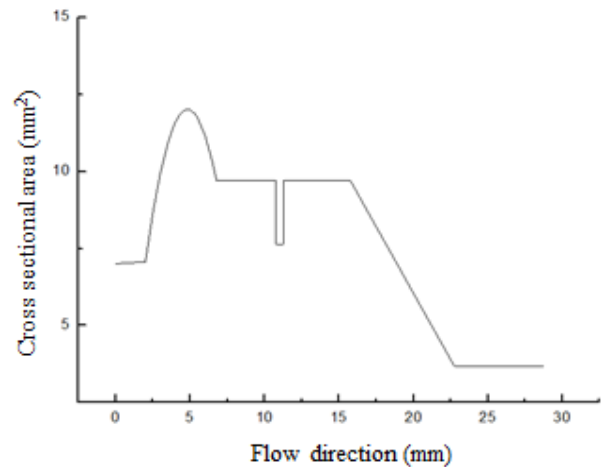
Fig. 11에 다이 출구 단면의 속도 프로파일을 나타내었다. 출구 원주 방향인 1, 2, 3, 4번 위치에서 두께 방향인 A에서 G 방향으로 단면의 속도를 확인한 결과 1~4번 어느 위치에서나 속도 분포가 같은 경향을 보였다. 이것은 원형이기 때문에 대칭이어서 나타난 현상이다. 단면의 중앙부가 가장 속도가 빠르게 나타났으며 그 부분을 중심으로 속도 분포가 거의 대칭으로 나타났다. 또한 다이 출구 부분에 Spider의 영향은 없는 것으로 나타났다.

3.6 위치 별 단면적과 속도

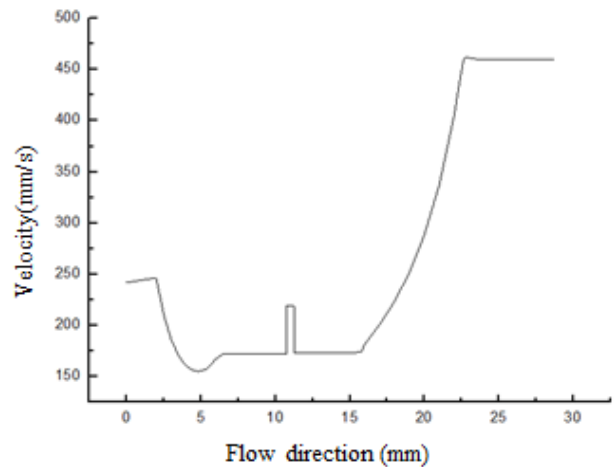
흐름 방향으로의 유로 단면적과 단면에서의 평균 속도를 관찰하여 Fig. 12에 나타내었다. 일정한 유량의 수지가 다이 내에서 흘러 갈 때 각 위치에서의 단면적과 속도는 서로 반비례 하며 그래프에서도 그 경향이 나타났다. 다이 입구에서부터 약 10mm 지난 후 속도가 급격히 변하는 모습을 보이는데 이는 스파이더 부품을 만나면서 단면적이 줄었기 때문이다. 출구부 랜드에서는 흐름 방향으로 일정한 평균 속도를 보이고 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 단일 루멘을 갖는 의료용 카테타 튜빙의 압출을 위한 다이 내부의 수지 흐름을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 관찰하였다.



(a)



(b)

Fig.12 (a) Cross sectional area along the flow direction, (b) Average velocity profile along the flow direction

다이 입구에서 출구까지 압력강하를 보였으며, 수지가 출구까지 흘러가기 위해서 44.701Pa의 압력이 필요할 것으로 판단된다. 따라서 이러한 크기의 압력을 형성 할 수 있는 압출기를 선정해야 한다.

수지는 스파이더를 지나면서 단면적 변화에 따라 속도에도 급격한 변화를 보였고 다이 랜드 부에서 속도가 가장 빠르게 나타났으며 속도가 균일한 것으로 확인되었다.

다이 내부의 유선을 확인한 결과 흐름에 방해가 되는 요소인 스파이더를 지나간 뒤에도 안정된 흐름을 보이는 것으로 나타났다. 또한 다이 내에서의 전단응력은 최대 0.535Pa로 재료의 한계전단응력인 100000Pa 보다 작기 때문에 흐름 불안정(Flow

Instability, Melt Fracture)이 발생할 가능성이 없을 것으로 판단된다.

후 기

본 연구는 산업통상자원부와 한국산업기술진흥원의 “메디칼폴드 R&BD 구축사업”의 지원을 받아 수행된 연구결과임

REFERENCES

- [1] C. H. Park, 2007, Current Application of Minimally Invasive Surgery for Gastrointestinal Diseases, Korean J. Gastroenterol., Vol. 43, No. 1, pp. 154~156.
- [2] J. K. Moon, S.-S. Park, E. G. Kim, J.-W. Kim, 2008, Development of Immersive Augmented Reality Interface for Minimally Invasive Surgery, J. Korea Robot. Soc., Vol. 3, No. 1, pp. 58~67.
- [3] J. H. Jeong, 2014, Accidental Vertebral Artery Cannulation as a Complication of the Central Venous Catheterization, J. Kor. Assoc. Transmatology, Vol. 27, No. 2, pp. 33~37.
- [4] H. Y. Yi, W. J. Jeong, W. S. Lee, I. S. You, S. H. Kim, S. Ryu, J. Y. Lee, 2008, The Usefulness of Visual Aids Assisted Informed Consent for Central Venous Catheter Insertion with Subclavian Vein, J. Korean Soc. Emerg Med., Vol. 19, No. 2, pp. 192~199.
- [5] G. B. Jin, M. J. Wang, D. Y. Zhao, H. Q. Tian, Y. F. Jin, 2014, Design and Experiments of Extrusion Die for Polypropylene Five-Lumen Micro Tube, J. Mater. Process. Technol., Vol. 214, No. 1, pp. 50~59.
- [6] J. H. Kim, J. S. Hong, S. H. Choi, H. J. Kim, M. -Y. Lyu, 2011, Computer Simulation of Die Extrusion for Rubber Compound Using Simplified Viscoelastic Model, Elastomer Compos., Vol. 46, No. 1, pp. 54~59.
- [7] H. Y. Kim, M. -Y. Lyu, 2009, Introduction to Polymer Shaping Processes and Their Principles, Polym. Sci. Technol., Vol. 20, No. 2, pp. 157~169.
- [8] S. H. Kim, S. H. Na, C. J. Yu, 2008, , Kor. Soc. Tech. Plast. Autumn Conf.(editor: C. G. Park), Kor. Soc. Tech. Plast., Seoul, Korea, pp. 110~113.
- [9] K. G. Kovalenko, V. I. Sivetskii, A. L. Sokolskii, 2013, Design of an Extrusion Die for Plastic Profiles, Chem. Pet. Eng., Vol. 49, No. 9-10, pp. 675~678.
- [10] J. H. Kim, M. Y. Lyu, 2014, Predictions of Flow Behaviors and Entrance Pressure Drop Characteristics of a Rubber Compound in a Capillary Die Using Various Rheological Models, Polym. Eng. Sci., Vol. 54, No. 10, pp. 2441~2448.
- [11] M. T. Martyn, P. D. Coates, 2013, Pressure Variation during Interfacial Instability in the Coextrusion of Low Density Polyethylene Melts, Polymer Process. Vol. 28, No. 5, pp.516~527.
- [12] E. Miller, J. P. Rothstein, 2004, Control of the Sharkskin Instability in the Extrusion of Polymer Melts using Induced Temperature Gradients, Rheol. Acta, Vol. 44, No. 2, pp. 160~173.
- [13] N. Zhang, M. D. Gilchrist, 2011, Characterization of Thermo-Rheological Behavior of Polymer Melts during the Micro Injection Molding Process, Polym. Test., Vol. 31, No. 6, pp. 748~758.