

마이크로 구조물의 원자현미경 캔틸레버 부착을 위한 정밀기구개발

박창용*, 채영훈*, 권현규#

(*금오공과대학교, #경북대학교)

Development of Precision Instrument for attaching Micro-structure(Glass Bead) on the AFM cantilever

C. H. Park*, Y. H. Chae*, H. K. Kweon#

(Received 31 October 2013; received in revised form 6 December 2013; accepted 24 December 2013)

ABSTRACT

Recently, the cell adhesion phenomenon that occurs in or between cells and other substances has become an important field of research in biology and biomedical engineering. Among the research, the foundational studies primarily experiment using biomedical materials (e.g. Glass Beads) attached to an AFM cantilever. For cell adhesion research, the mechanism where biomedical materials can be attached to the cantilever must be developed for this purpose; however, the mechanism remains an insufficient step. In this paper, a new stage where the Glass Bead can be attached to the cantilever is designed and fabricated; the mm range movement in the stage is controlled using the stepping motor with a minimum displacement of 1 μm . The adhesive flow is also controlled using a PZT actuator. In addition, through the air suction, the cantilever holder can be fixed to the stage. The new stage including the bond inflows mechanism is evaluated and analyzed using theory and experiments.

Key Words : Cell adhesion, Glass Bead, AFM(Atomic Force Microscope), Cantilever, Stage

1. 서 론

세포접착(Cell adhesion) 연구는 식물의 줄기세포, 홍합의 접착물질, 재생의료와 같은 다양한 기술 분야에서 적용되고 있으며, 이러한 세포접착연구는

원자현미경팁(AFM tip)에 생체재료인 바이오 글래스비드(Bio Glass Bead)를 부착하여 서로 다른 물질이 접촉하여 일어나는 세포의 증식과 변화에 대한 연구로 다세포조직의 형성 및 유지에 중요한 분야이다^[1-6]. 또한, 다양한 생체재료의 이용은 많은 분야에 사용되고 있지만 줄기세포를 이용한 근이영양증 치료, 홍합 접착단백질을 이용한 세포접착제 개발, 암의 전이 및 신경세포접착 단백질에 대한 연구 등과 같이 의료분야에서 많이 이용되고 있다^[1-8]. 그러나, 세포접착 연구와는 달리 이 연구의 선

Dept. of Mechatronics, Kumoh National Institute of Technology

E-mail : hkkweon@kumoh.ac.kr

* Dept. of Mechatronics, Kumoh National Institute of Technology

** Tribology LAB., Kyungpook national University

행과제인 생체재료인

바이오글래스비드(Bio Glass Bead)를 마이크로구조물(원자현미경 캔틸레버)에 부착하는 기구에 대한 연구는 활발히 진행되지 않고 있으며, 정확하고 신속한 기구개발을 통하여 더 많은 분야에서 세포접착연구가 용이하게 진행될 수 있도록 캔틸레버에 글래스비드를 부착하는 기구개발의 필요성은 증가하고 있다.

본 논문에서는 세포접착(Cell adhesion)연구의 선행과제인 AFM 캔틸레버에 마이크로단위의 미세생체재료를 용이하게 붙일 수 있는 기구시스템의 설계제작을 목적으로한다. 먼저, 본 연구에서는 마이크로 생체기구인 글래스비드의 특정위치까지 이송하는 부착기구의 설계를 시작으로하여, 스테핑 모터를 구비한 AFM 캔틸레버의 이송 기구를 설계 및 제작하였다. 또한, 캔틸레버를 글래스비드가 있는 위치까지 이동할 수 있도록 제어함과 동시에, 글래스비드를 캔틸레버에 부착시 필요한 부가적 기구를 압전 액추에이터의 미소변위 제어 특성을 이용하여 접착제(에폭시) 유입량 제어가 가능하도록 장치를 설계하였다. 특히, 글래스비드를 캔틸레버에 부착하기 위해서는 극소량의 접착제 공급제어가 필요하며, 압전소자를 이용한 마이크로정밀기구는 이를 실현하기 위한 도구로 사용되며, 본 연구에서의 접착제 유입을 위한 기구로 사용하였다^[9-11]. 본 논문에서는 이러한 마이크로 글래스비드를 원자현미경 캔틸레버에 부착시키기 위한 시스템설계와 제작에 대해 정리하였다.

2. 시스템의 원리 및 설계

2.1 시스템의 구조

글래스비드(glass bead)를 원자현미경의 캔틸레버의 끝단에 부착시키기 위해 Fig.1과 같은 시스템을 설계하였다. Fig.1은 원자현미경 캔틸레버를 고정하는 고정부, 글래스비드를 원하는 위치를 이송하기 위한 정밀스테이지(부착기구포함), 부착시 필요한 접착제 부가장치로 구성되어 있다. 캔틸레버 고정부와 정밀이송스테이지부는 스테핑모터를 사용하여 글래스비드와의 위치관계를 설정하도록 하였으

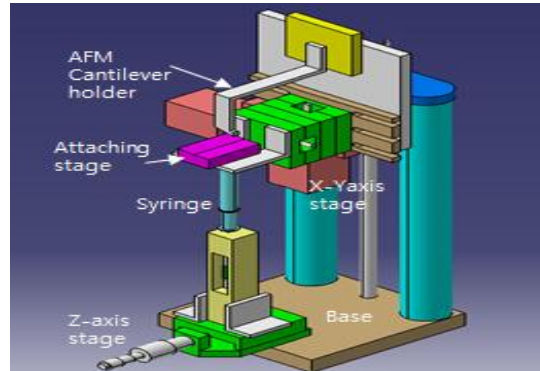


Fig. 1 Configuration of the system

며, 접착제 부가를 위한 부가장치는 극소량의 접착제를 공급하기 위해 미소이송기구를 설계제작하여 공급량을 제어하였다.

2.2 시스템의 동작원리

글래스비드를 원하는 위치로 이동하기 위한 부착기구부의 동작원리는 Fig.2와 같으며, 글래스비드가 원하는 지점으로 내려올 수 있도록 경사가이드라인(Guide line)과 정지홀(Stop hole), 일정량의 접착제를 공급하는 구멍(Glue hole)을 중심으로 캔틸레버에 부착이 이루어진다. 가이드라인은 단면이 반원으로 가공된 직선형으로 가공하였다. 먼저, Fig.2(a)와 같이, 가이드라인의 최상단에 글래스비드를 놓으면, 글래스비드가 가이드라인을 따라서 내려오게 된다.

그리고, 글래스비드가 정지홀(stop hole)에 위치함과 동시에(Fig.2(b)), 부착기구의 아래부분에 위치한 공급장치에서 부착기구상의 부착홀(Glue hole)로 접착제의 공급이 이루어진다. 또한, 스테핑모터에 의해 스테이지가 x-y축으로 이동하여 원자현미경캔틸레버를 이동시켜, 캔틸레버 하단부위에 접착제를 묻힌다(Fig.2(c)). 접착제가 접착된 캔틸레버는 다시 x축방향의 정지홀에 위치한 글래스비드쪽으로 이동하여 글래스비드를 캔틸레버의 접착제가 공급되어진 부위에 부착하게 된다(Fig.2(d)). 접착된 이후에 스테이지가 원위치로 이동하게 되며, 캔틸레버 홀더에서 캔틸레버를 분리한 후, 원자현미경본체에 장착하여 사용하게 된다.

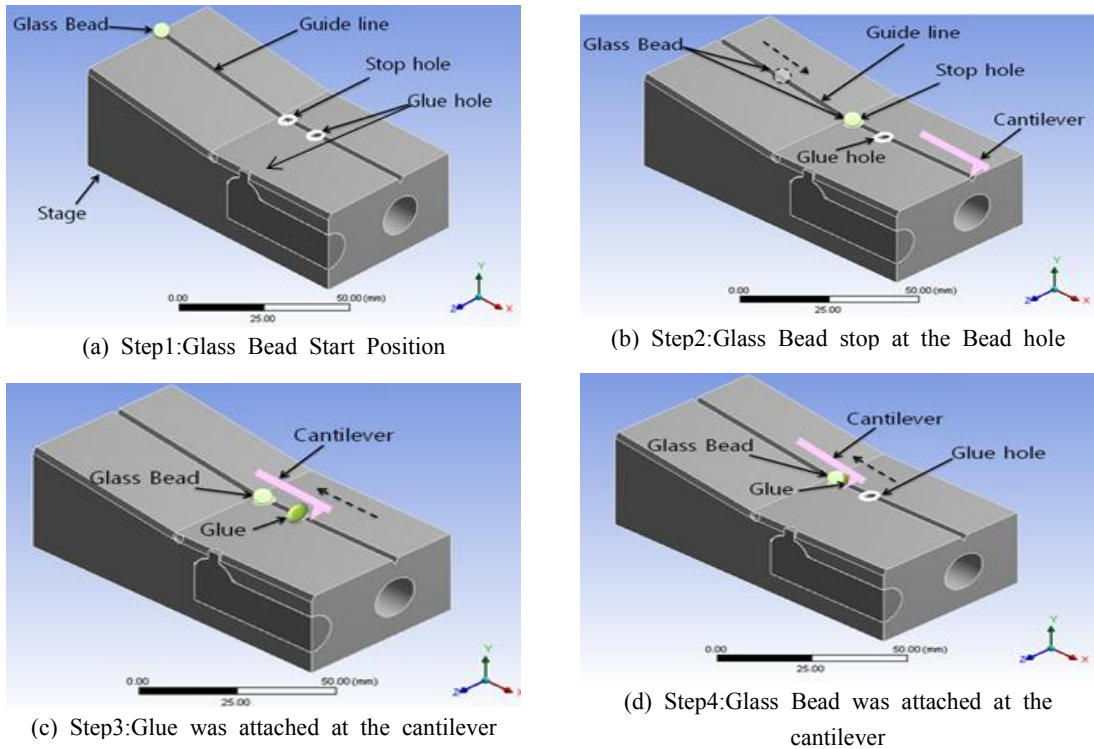


Fig. 2 Theoretical motion of Attaching-Instrument

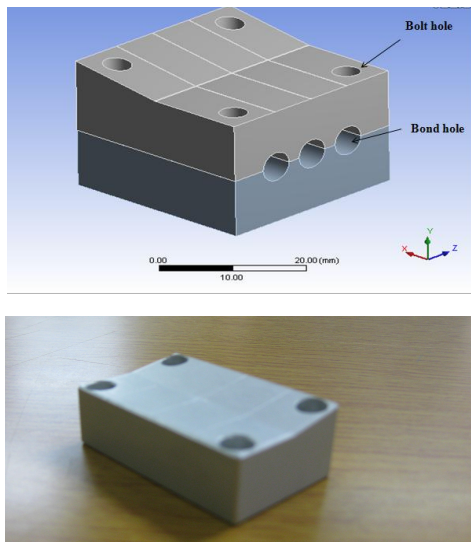


Fig. 3 Design of a new instrument for attaching the Glass Bead

2.3 부착기구의 구조

Fig.1과 같이 x-y축으로 이동이 가능한 이송스테이지에 Fig.3과 같은 부착기구를 제작하여, 부착기구 위에 위치한 글래스비드를 캔티레버의 끝부분까지 이동시킬 수 있다. Fig.3과 같이 부착기구는 상하 두 개로 분리되어 있으며, 이송스테이지 위에 위치시켜 이용하였다. 앞쪽 구멍(Bond hole)은 접착제를 공급하기 위한 것이며, 위의 구멍 4개는 볼트(bolt)를 사용하여 이송장치 위에 고정을 위한 것이다. 본 논문과 같이 원형의 글래스 비드가 원형홈에서 중력에 의해 경사면을 따라 내려갈 때의 운동은 두 점접촉의 직경이 유사한 조건에서는 구름운동과 미끄럼운동이 동시에 나타난다^[12]. 그러나 마찰력과 같은 힘에 의해 스테이지상단에 놓였을 때 아랫방향으로 가이드라인을 따라 흘러내려가지 않을 수 있다. 여기서, 경사면 기울기와 마찰력의 관계를

Table1 Characteristics of Glass Bead material and stage

9000 Series Glass Particles	Particle Composition	Particle Density	Index of Refraction	Nominal Diameter
	Soda Line Glass	2.4~2.6 g/cm ²	1.50~1.5 @ 589 nm(25℃)	50 μm
Material Combination	Material Composition	Material Density	Coefficient of Friction (Dry)	Coefficient of Friction (Greasy)
	Carbon Steel	7800 kg/m ³	0.14	0.11~0.14

뉴턴의 법칙을 이용하여, (계산의 단순화를 위해 미끄럼운동만을 가정하였다), 식(1)과 (2)를 통하여 확인하였다.

$$\vec{F} = F_x - (f_s + f_m) \quad (1)$$

$$s = \frac{1}{2}at^2 \quad (2)$$

여기서 \vec{F} 는 비드에 가해지는 최종 작용력, F_x 는 비드의 경사면방향의 힘의 크기로서 $F\sin\theta$ 가 되며, f_m 는 마찰력의 크기를 나타낸 것으로서 마찰계수와 경사면의 수직방향의 힘의 곱으로 표현된다. f_s 는 공기의 저항력을 나타내며, 구의 경우 $\frac{1}{2}C_D\rho r^2Dv^2$ 로 계산할 수 있다. 여기서, C_D 는 항력계수(drag coefficient), D 는 밀도, r 는 구의 반경, v 는 속도를 나타낸다. Fig.4는 Table 1의 조건으로 스테이지의 경사각에 따른 글래스비드에 작용하는 힘의 관계를 식(1)을 사용하여 나타낸 결과이다. 글래스비드가 접착제와 캔티레버가 있는 위치로 가기 위해서는 경사면을 따라 제작된 가이드라인을 따라 내려와야 된다. 굴러내려오는 힘은 마찰력보다 커져야 하며, 결과에서 최종알짜힘의 크기가 음의 값에서 양의 값으로 변하는 경사각이 나타나 있으며, 이러한 결과를 바탕으로 부착용 스테이지의 경사각은 20°로 설계·제작하였다. 또한, Fig.5는 식(1)과 (2)를 이용하여 스테이지의 각도가 20°일 때의 결과로 공기의 저항력을 무시한 상태와 공기의 저항력을 포함한 상태의 글래스비드의 움직임에 대한 그래프이다.

2.4 접착제 유입기구의 원리

접착제 유입기구는 미소량의 접착제를 공급하기 위한 정밀액추에이터를 이용하였으며, 본 연구실에서 개발한 차별레방식을 이용하였다^[10]. 이 장치는 압전액추에이터 즉 PZT를 사용하였으며, PZT의 경우 별다른 컨트롤장치 없이 인가전압의 조절에 의해 그 변위를 제어 할 수 있었다. 본 연구에서는 이러한 원리를 기본으로 하여 Fig.6과 7같은 접착제유입장치를 부가적으로 개발하였다. PZT에 전압이 인가되어 늘어나면 Stopper에 달린 스프링의 힘으로 Rear stopper는 PZT 오른쪽의 막대를 잡아 주고 Front stopper는 힘이 작용하지 않아 Front stopper쪽으로 변위가 발생하게 된다. 또한 PZT에 전압을 빼면 PZT가 줄어들게 되고 왼쪽의 막대는 Front stopper가 움직이지 못하게 잡아서 오른쪽의

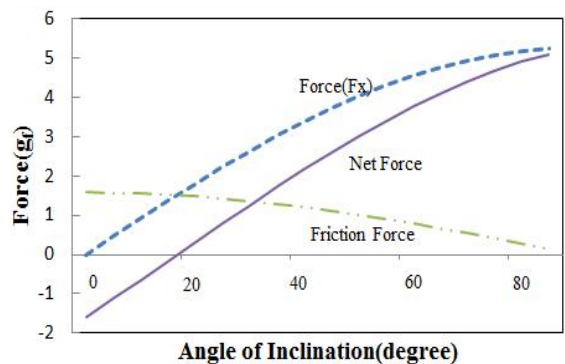
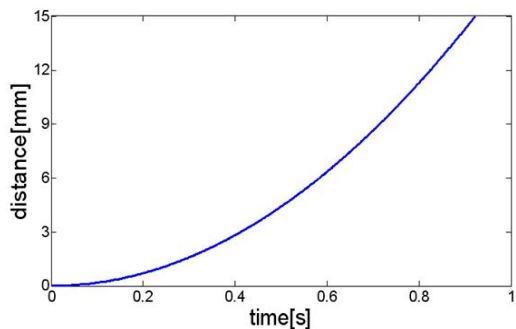
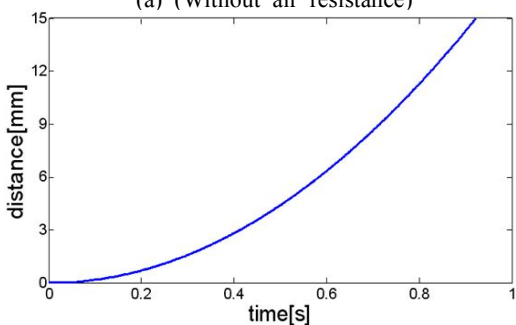


Fig. 4 Simulation of a new instrument for attaching the Glass Bead



(a) (Without air resistance)



(b) (Under the air resistance)

Fig. 5 Movement Results of the glass bead under the condition of air resistance

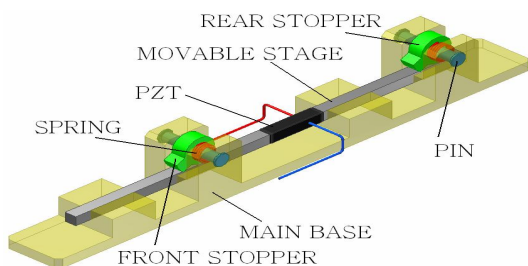


Fig. 6 Bond injection controller by PZT

막대가 팔려 온다. Fig.7은 가공하여 조립한 것으로 PZT에 아크릴 막대를 접착하여 정밀 가공된 접착제 유입기구와 함께 조립한 것이며, 여기서 발생한 변위에 의해 접착제가 스테이지의 접착제 유입부로 접착제를 유입하게 된다.

Fig.8은 캔틸레버를 고정할 수 있는 고정치구를 나타낸 것이다. 고정치구(캔틸레버홀더)는 캔틸레버를 고정할 수 있는 장치의 끝에 캔틸레버의 손잡

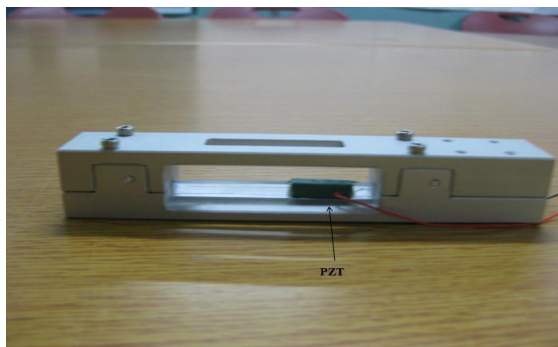


Fig. 7 Picture Bond injection controller

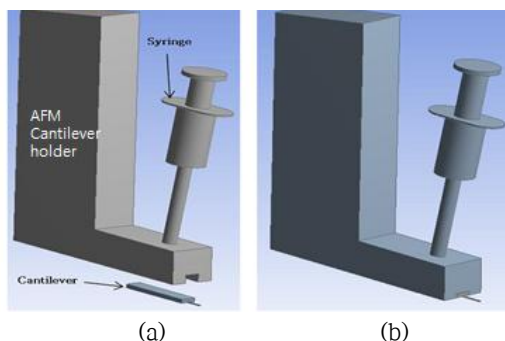


Fig. 8 Movement of cantilever holder; (a) Before movement of syringe, (b)After movement of syringe

이와 동일한 크기의 흡을 만들고, 그 흡의 중간에 공기를 흡입 할 수 있도록 구멍을 내어서 공기 흡입하는 방식을 이용하였다. 공기흡입은 호스와 주사기를 사용하여 그림과 같이 주사기를 당겨 공기를 흡입하면 캔틸레버가 캔틸레버 고정치구의 흡에 흡착되도록 하고, 사용이 끝나면 주사기를 이용하여 공기를 불어넣어서 캔틸레버가 떨어지도록 하였다.

3. 실험결과 및 고찰

3.1 접착제 유입기구 및 스테이지 특성실험

Fig.9는 접착제 유입기구에 전압인가에 따른변위 출력결과를 나타낸 것이다. 전압의 출력상태를 레이저 변위센서(LK-H022)를 이용하여 측정하였다.

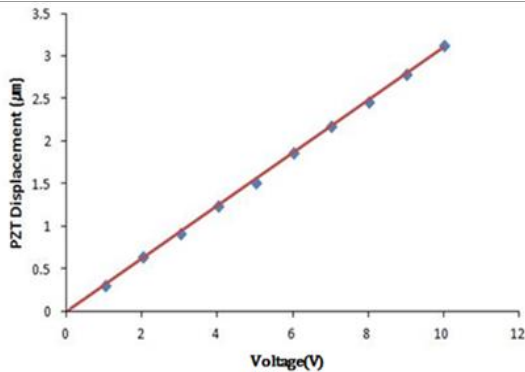


Fig. 9 Experiment results of Bond controller

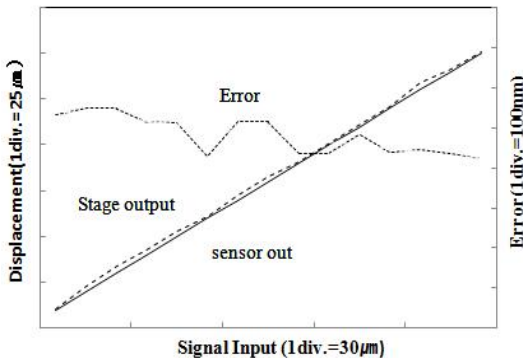


Fig. 10 Experiment results of X-Y Stage

스테이지에서 접착제 유입구직경은 10 mm이며, 출력의 직경 0.2 mm이다. 여기서 접착제가 나오는 양의 높이를 0.2 mm로 하였을 때 이에 대한 식은 유체의 연속방정식에 의해 $\pi r_i^2 \times x = \pi r_o^2 \times y$ 으로 구할 수 있으며(x :유입구변위, y :출구변위)입력의 높이는 약 0.39 μm 가 된다. 이 결과로부터 3 V의 전압인가에 따라 변위량이 0.31 μm 을 나타내기 때문에 PZT에 전압을 3 V 입력한다면 접착제는 약 0.15 mm의 변위의 출력상태로 조절할 수 있다.

Fig.10은 캔틸레버를 이동시키는 X-Y스테이지(Stepping motor)의 출력특성과 레이저 변위센서의 출력특성을 비교한 결과이다. 이 결과로부터 캔틸레버 이동용 스텝핑 모터의 변위는 입력신호에 대해 약 100 nm의 오차가 발생함이 확인되었으나, 글래스비드의 부착정도에는 크게 영향을 미치지 않음

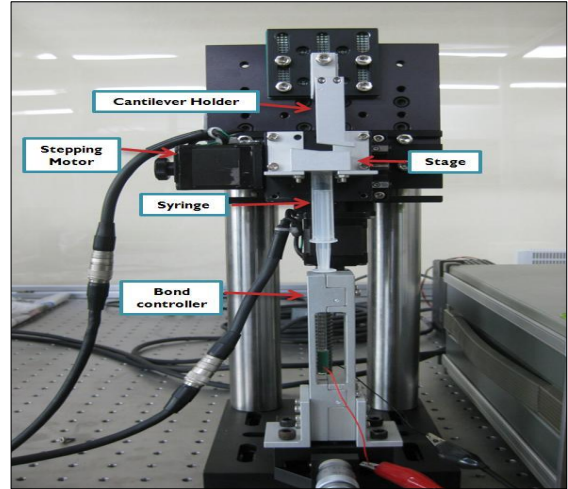


Fig. 11 Experiment setup

을 확인하였다.

3.2 Glass Bead 부착실험

Fig.11은 정밀 이송장치에 스테이지와 접착제 유입기구를 조립한 것이다. 글래스비드의 부착스테이지에 투입, Z축스테이지의 이동, 고정치구에 의한 접착제 공급, XY 스테이지에 의한 캔틸레버 이송기구의 이동의 순서로 글래스비드를 캔틸레버 끝에 부착할 수 있도록 순차적으로 제어 알고리즘을 설계하였다. 캔틸레버에 글래스비드를 부착시, X축 방향으로 15 mm, Y축 방향으로 10 mm만큼 이송할 수 있도록 스텝핑 모터 컨트롤 장치를 이용하여 스텝핑 모터를 동작시키고, PZT에 3 V를 인가하여 접착제의 공급이 이루어지도록 하였다. 접착제의



Fig. 12 Attached Glass Bead on Cantilever(Fail)



Fig. 13 Attached Glass Bead on cantilever (Success)

공급과 동시에, 글래스비드를 가이드라인 상단부에 투입한다. 그 결과 글래스 비드는 정지홀(Stop hole) 부근 까지 이동하게 되며, 미세조정은 경사라인가이드 뒷면에 위치한 압전소자를 위치시켜 조정하도록 하였다. Fig.12는 글래스비드가 캔틸레버 끝에 부착된 결과를 나타낸다. 그러나, 글래스비드가 목표로 하는 캔틸레버 끝단에서 떨어져 부착되어져 있음을 나타내고 있으며, 이것은 경사면을 따라 정지홀까지 글래스비드가 잘 도달하지 못하여 발생한 결과라 판단된다.

Fig.13은 Fig.12의 결과가, 표면의 정전력이나 마찰력 등으로 인한 결과로 판단되어, 경사스테이지에 압전진동소자를 부착하여 미소진동으로 정지홀까지 움직일 수 있도록 하였으며, 그 결과 끝부분에 원활하게 부착된 결과를 얻을 수 있었다.

4. 결 론

본 연구는 원자현미경 캔틸레버에 글래스비드(Glass Bead)를 효과적으로 장착하기 위한 시스템의 설계과 제작에 대한 내용으로서, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 글래스비드 부착을 위한 경사부착기구 및 접착제 유입기구를 설계하였으며, 글래스비드를 부착기구의 일정한 지점으로 이송시키기 위해서 스테이지에 20°의 이송경사가 필요함을 확인하였다.
2. 글래스비드의 경우 직경이 마이크로단위의 크기로 주변 환경요소에 따라서 이동에 다른 결과가 나올 수 있으며, 특히, 글래스비드와 부착기구 사이에 정전력으로 인한 이동오차가 발생하였으

며, 이를 해결하기 위해 PZT를 이용하여 글래스비드에 진동을 주어 미세조정하였으며, 그 결과, 글래스비드가 캔틸레버 끝에 정확하게 부착됨을 확인하였다.

3. 본 연구는 Cell Adhesion 의 선행연구과제로서 글래스비드 부착시스템을 설계 및 제작을 통해 캔틸레버에 글래스비드를 부착하는 장치로서의 가능성을 확인할 수 있었다. 그러나 시스템의 완전자동화, 글래스비드의 이동특성에 대한 정확도 등에 관한 사항은 향후 해결해야할 과제로 남아 있다.

후 기

이 논문은 금오공과대학교 교내학술연구비 지원을 받아 수행된 연구임.

REFERENCES

1. L. H. Mark and Knoll, et al., "Reproducible attachment of micrometer sized particles to atomic force microscopy cantilever," Review of Scientific Instrument 77, pp.046104-1~046104-3, 2006.
2. T. W. Nakayama, et al., "Direct Detection of Cellular Adaptation to Local Cyclic Stretching at the Single Cell Level by Atomic Force Microscopy," Biophysical Journal, Vol.100, pp.564~572, 2011.
3. Puech, P. K. Pool, D. J. Muller, et al., "A new technical approach to quantify cell-cell adhesion force by AFM," Ultramicroscopy, 106, pp.637~644, 2006.
4. M. Radmacher, "Studying the mechanics of cellular processes by atomic force microscopy," Methods Cell Biol, 83, pp.347~372, 2007.
5. H. Kim, H. Arakawa, et al., "Quantification of cell adhesion force with AFM," Ultramicroscopy, 97, pp.359~363, 2003.
6. C.A. Yang, A. Ikai, et al., "Single molecular dynamic interactions between glycoporphin A and lectin as probed by atomic force microscopy," Biophys. Chem., 144, pp.72~77, 2009.

7. Hong J. M., Kim B. J., Shim J. H., Kang K. S., Kim K. J., Rhie J. W., Cha H. J., Cho D. W., "Enhancement of bone regeneration through facile surface functionalization of solid freeform fabrication-based three-dimensional scaffolds using mussel adhesive proteins," *Acta Biomaterialia*, 2012.
8. Afrin, R., et al., "Force profile of protein pulling with or without cytoskeletal links studied by AFM," *Biochem. Biophys. Res. Commun.* Vol.348, pp.238-244, 2006.
9. Kenji Uchino, *Piezoelectric Actuators and Ultrasonic Motors*, pp. 150-180.
10. H.. K.. Kweon. et al., "Development of Stopper Mechanism for the Precision Stage with Nanometer Accuracy," *The Korean Society of Manufacturing Process Engineers*, Vol.4, pp.112~117, 2012.
11. J. H. Lee, "Development of the Precision Stage with Nanometer Accuracy and a Millimeter Dynamic Range by friction and spring," *The Korean Society of Manufacturing Process Engineers*, pp181~184, 2009.
12. S.T Smith and D.G., *Chetwynd Foundations of ultraprecision mechanism design*, Gordon and Breach Science Publishers S.A., pp.136-137.