

# 인터디지털 커패시트 기반의 단일벽 탄소 나노 튜브를 이용한 바이오 물질 검출에 관한 연구

## A Study on Biomaterial Detection Using Single-Walled Carbon Nanotube Based on Interdigital Capacitors

이희조 · 이현석\* · 유경화\* · 육종관

Hee-Jo Lee · Hyun-Seok Lee\* · Kyung-Hwa Yoo\* · Jong-Gwan Yook

### 요 약

본 논문에서는 인터디지털 커패시트 기반의 단일벽 탄소 나노 튜브(single-walled carbon nanotube, SWNT)를 이용한 바이오 물질 검출에 관한 연구를 수행하였다. 먼저 인터디지털 커패시트의 경우, 다음으로 5  $\mu\text{m}$  틈 사이에 SWNT 경우, 그리고 SWNT 상에 biotin이 고정된 경우, 마지막으로 biotin과 streptavidin이 고정화된 경우, 공진 주파수는 각각 10.02 GHz, 11.02 GHz, 10.82 GHz, 10.22 GHz로 나타났다. 이러한 공진 주파수의 민감한 변화는 유전 상수값이 다른 두 바이오 물질이 결합함에 따라 커패시턴스 값이 달라질 것이라는 가정 하에, 측정된 결과를 근거로 등가회로를 구현함으로써 실제로 커패시턴스 값들이 달라짐을 확인할 수 있었다. SWNT 상에 biotin이 고정된 경우와 biotin과 streptavidin이 고정화된 경우, 커패시턴스 값은 각각  $C_b=0.55$  pF,  $C_s=0.95$  pF으로 나타났다. 본 연구를 통해서, 탄소 나노 튜브상에 특정 바이오 물질간의 결합이 커패시턴스 값의 변화를 유발시키게 되고, 이로 인해서 공진 주파수가 변화됨을 실험적으로 증명하였다. 결론적으로, 제안된 바이오 센싱 소자는 표적 바이오 물질(streptavidin)이 결합할 때 큰 공진 주파수 변화를 일으킴으로 CNT 바이오센서로서 충분한 가능성이 있음을 확인하였다.

### Abstract

In this paper, we have studied on the possibilities of the biomaterial detection using single-walled carbon nanotube (SWNT) based on interdigital capacitors. For the four different configurations, such as interdigital capacitor, SWNT in the 5  $\mu\text{m}$  gap interdigital capacitor, biotinlated SWNT, and biotin and streptavidin immobilization cases, the resonant frequency has been measured as 10.02 GHz, 11.02 GHz, 10.82 GHz, and 10.22 GHz, respectively. Assuming that the resonant frequency reflects the capacitance changes due to binding of two-different permittivity biomaterials, we have suggested an equivalent circuit model based on measured results, confirming the capacitance changes. For biotinlated SWNT and biotin-streptavidin immobilization cases, the capacitances are  $C_b=0.55$  pF and  $C_s=0.95$  pF. In this work, we experimentally demonstrated that the specific biomaterial binding causes the capacitance change and therefore this gives rise to resonant frequency. In conclusion, we confirmed the sufficient possibility as CNT biosensor because an analyte biomaterial(streptavidin) binding arouses a considerable resonant frequency change.

Key words : Single-Walled Carbon Nanotube(SWNT), Resonant Frequency, Interdigital Capacitors, Equivalent Circuit

「이 논문은 2006년도 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구(과제: KRF-2006-311-D00706) 이고, 2004년도 정부(한국과학재단)의 재원으로 나노메디컬 국가핵심연구센터의 지원을 받아 수행된 연구(과제: Grant No. R15-20040924-00000-0)임.」

연세대학교 전기전자공학과(Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University)

\*연세대학교 물리학과(Department of Physics, Yonsei University)

· 논문 번호 : 20080523-12S

· 수정완료일자 : 2008년 7월 31일

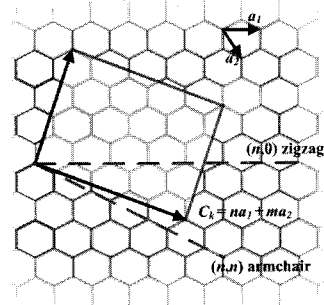
## I. 서 론

최근 몇 년간, 탄소 나노 튜브(Carbon Nanotube: CNT)는 새로운 물질 특성의 구현이 가능하여 기초 연구의 중요성과 산업적 응용성이 동시에 크게 각광을 받고 있다. 1985년 Kroto와 Smalley가 탄소의 동소체(allotrope)의 하나인 풀러린(fullerene: C60)을 처음으로 발견한 이후<sup>[1]</sup>, 1991년 Iijima 박사가 전기 방전법을 사용하여 흑연 음극 상에 형성시킨 탄소 덩어리를 투사 전자 현미경(Transmission Electron Microscope: TEM)으로 분석하는 과정에서 가늘고 긴 대롱 모양의 탄소 나노 튜브를 발견하였다<sup>[2]</sup>.

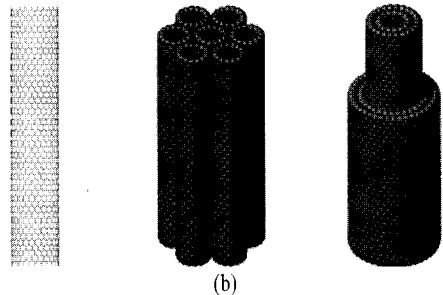
탄소 나노 튜브는 흑연면(graphite sheet: graphene)이 나노 크기의 직경으로 동글게 말린 상태이며, 그림 1(a)과 같이 흑연면이 말리는 각도 및 구조에 따라서 금속성 또는 반도체성의 특성을 보일 뿐만 아니라, 한 벽을 이루고 있는 결합수에 따라서 그림 1(b)과 같이 단일벽(Single-Walled: SW), 다중벽(Multi-Walled: MW), 다발형(rope)로 구분된다.

이러한 독특한 구조와 물리적 특성을 갖는 탄소 나노 튜브가 신소재로서 각광을 받고 있는 이유는 나노 크기의 지름, 강철보다 10~100배 견고하고 물리적 충격에 강한 고강도 특성, 높은 열 및 전기전도성, 높은 표면적의 특성을 가지고 있기 때문이다. CNT의 고유한 특성을 이용하여 Emitter 및 FED(Field Emission Display)<sup>[3]</sup>, 2차 전지 전극 및 연료 전지<sup>[4]</sup>, 극미세 전자 스위칭 소자<sup>[5]</sup>, Mechatronics 및 고기능 복합체<sup>[6]</sup>와 같은 다양한 응용 분야에 적용되고 있다. 특히 응용 분야 중에서도 CNT 센서는 상온에서 기존의 고체 전자 센서보다 민감도와 선택도가 우수하고, 응답 속도가 빠르기 때문에, 센서 연구 분야에서 차세대 센서로서 주목을 받고 있다<sup>[7]~[10]</sup>.

무엇보다 CNT 센서 중에서 가장 주목을 받는 분야가 바이오센서 분야라고 할 수 있는데, FET(Field Effect Transistor) 기반의 고체 전자 소자의 CNT 바이오센서는 계속해서 정밀하고 인체 내에 바이오 물질 검출에 적용될 수 있는 pico 몰 농도 수준을 넘어 femto 몰 농도 수준까지 발전해가고 있다. 그러나 이러한 저항의 변화에 기반을 둔 CNT 센서들의 주요 단점은 10시간 이상의 긴 회복 시간이 요구되고, 측정을 위한 접촉 패드를 필요로 한다는 것이다.



(a)



(b)

그림 1. (a) 흑연 면이 말리는 각도 및 구조에 따른 CNT의 분류: 반도체성 CNT-zigzag, chiral과 금속성 CNT-armchair, (b) 한 벽을 이루는 결합수에 따른 분류: 단일벽(왼쪽), 다발형(가운데), 다중벽(오른쪽)

Fig. 1. (a) CNT classification as the graphite sheet rolled angle and structure: the semiconducting CNT-zigzag, chiral and the metallic CNT-armchair, (b) CNT classification as the wall composited bonding number: single-walled (left) CNT, rope (middle) CNT, multi-walled (right) CNT.

최근 들어서, PCB상의 메타 물질 기반 공진기<sup>[11],[12]</sup> 바이오센서 및 마이크로파 CNT 기반 공진기 가스 센서 응용의 경우<sup>[9]</sup>, 주파수 기반 바이오센서로서의 가능성을 보이지만 저농도와 민감도 측면에서 한계점을 보이고 있다.

본 논문에서는 기존의 PCB상의 마이크로파 공진기보다 더 소형화되고 우수한 바이오 센싱 소자를 개발을 위해 실리콘 기판 상에 인터디지털 커패시트 기반의 단일벽 탄소 나노 튜브(Single-Walled Carbon Nanotube: SWNT) 바이오센서의 가능성과 민감도 특성을 보고자 한다.

## II. 인터디지털 커패시트 기반 CNT 바이오센서 제작

화학 기상 증착(Chemical Vapor Deposition: CVD) CNT 성장에 사용된 실리콘 기판상의 촉매 섬(catalyst islands) 제작 과정은 다음과 같다. 전자 빔 리소그래피(electron beam lithography)를 이용하여 실리콘 기판 상의 아크릴(Polymethylmethacrylate: PMMA) 수지 필름에 사각 홀을 제작하였다. 이렇게 형성된 아크릴 수지 패턴 위에 서스펜션 드랍(suspension drop)으로 증착하였고, 상온에서 용제를 증발시킨 후, 기판을 가열하였다. 마지막으로 리프트-오프 공정(lift-off process)으로 PMMA를 완전히 제거하여 기판상에 촉매 섬 패턴만 남겨 두었다<sup>[13]</sup>.

이 기판을 튜브형 화학 기상 증착 화로(furnace)에 넣고, CNT 공급 원료인 메탄과 아르곤 가스를 흘려 주어 900 °C에서 코발트 금속 촉매제와 반응시킴으로써 촉매 섬에 SWNT를 성장시켰다. 최종적으로 그림 2와 같이 PMMA 리프트-오프 공정을 이용하여 SWNT에 전극 패드를 형성하였다.

최종적으로 인터디지털 커패시트 기반의 CNT 바이오센서의 모습은 그림 3(a)와 같다. 그림 3(c)와 같이 인터디지털 커패시트에서 연장된 선의 틈에서 여러 가닥으로 성장한 금속성 또는 반도체성 CNT들 중에서 높은 전압을 인가함으로써 금속성 CNT는

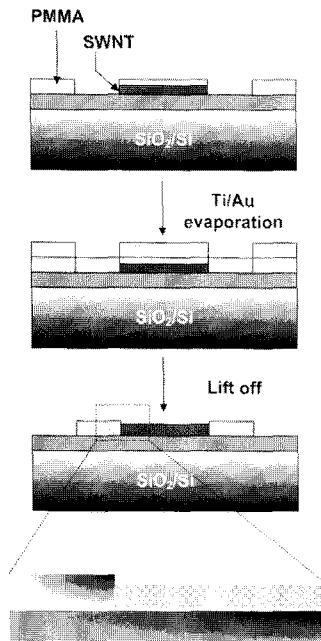


그림 2. SWNT-FET 소자 제작 공정  
Fig. 2. Fabrication process of SWNT-FET device.

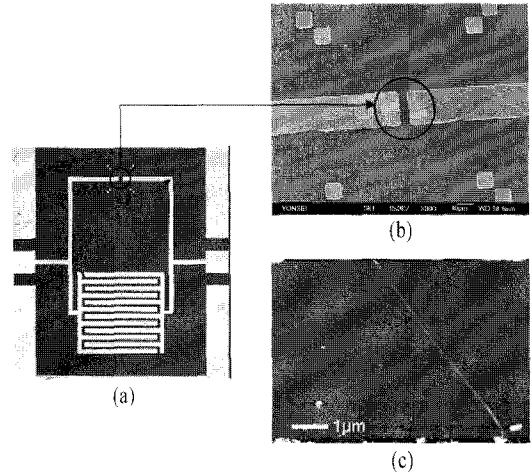


그림 3. (a) 인터디지털 커패시트 기반 CNT 바이오센서 사진, (b) 인터디지털 커패시트에서 연장된 선의 5 μm 간격 사진, (c) 5 μm 간격 상에 SWNT만 남은 AFM 사진

Fig. 3. (a) Photograph of the CNT biosensor based on interdigital capacitors, (b) Photograph of 5 μm gap extended from interdigital capacitors, and (c) AFM image of the only remained SWNT in the 5 μm gap.

태워버리고 반도체성 SWNT만 남겨두었다.

그림 3(a)의 G-S-G(ground-signal-ground) 패드는 200 μm probe tip을 사용하기에 적합하도록 설계 후 제작되었다. 여기서, 인터디지털 커패시트는 RF MEMS 형태에서 흔히 사용되는 마이크로파 수동 소자이며, multifinger의 주기적 구조로서 얇은 도체 사이의 좁은 간격에서 매우 높은 커패시턴스를 구현할 수 있는 구조이다. 이 구조의 커패시턴스 값은 finger 수에 따라 증가할 수도 있고, 도체와 기판 사이의 강유전체 박막 층을 형성함으로써 증가시킬 수도 있다<sup>[14]</sup>.

### III. CNT 표면상의 바이오 물질 고정화 과정

본 연구에서는 제안된 바이오센서의 가능성을 보기 위해서 실제로 생화학적 결합력이 우수한 biotin과 streptavidin을 사용하였다. 이 두 바이오 물질간의 결합 특성은 상당히 높은 결합력을 보이며, 결합 후 건조한 상태에 노출되어도 어느 정도 결합력이 지속된다고 알려져 있다<sup>[15]</sup>. 이러한 특성을 갖는 두 바이오 물질은 바이오센서의 가능성에 대한 연구에 자주 사용되고 있다.

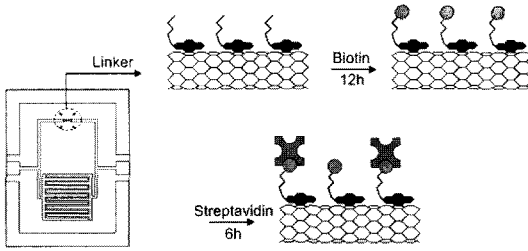


그림 4. CNT 표면상에 biotin과 streptavidin 고정화 과정  
Fig. 4. Immobilization process of biotin and streptavidin onto CNT surface.

한편, 그림 1(a)에서 나타난 것처럼 CNT 표면은 탄소와 탄소의 강한 공유 결합으로 이루어진 안정된 구조이기 때문에, 1-pyrenebutanoic acid succinimidyl ester라는 화학 물질을 이용하여 인위적인 결합을 만들어 줌으로서 biotin이 붙을 수 있는 링크를 제공하게 된다. CNT 표면상에 biotin을 고정시키기 위해서 12시간 정도 PBS 액상에 담가 두었고, 마지막으로 biotin이 고정된 바이오센싱 소자를 상온에서 6시간 정도 다시 PBS 액상의 streptavidin에 담가 두었다. 최종적으로 streptavidin은 CNT 표면상의 biotin과 강력한 결합으로 인해 고정화가 되게 된다<sup>[6]</sup>.

그림 5는 biotin과 streptavidin이 CNT 표면상에 고정화되기 전의 원자력 현미경(Atomic Force Micro-

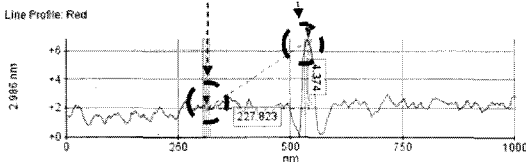
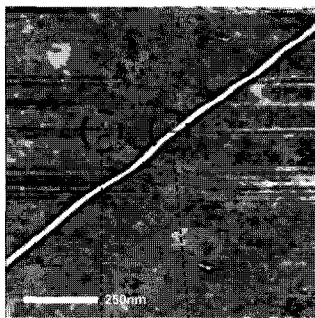


그림 5. Biotin과 streptavidin이 CNT 상에 고정화되기 전 AFM 사진  
Fig. 5. AFM image before biotin and streptavidin immobilization onto CNT surface.

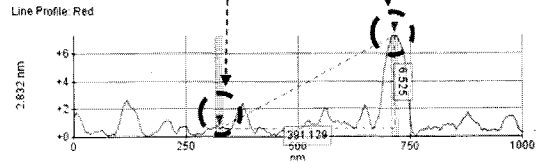
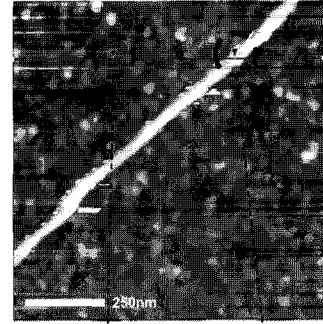


그림 6. Biotin과 streptavidin이 CNT 상에 고정화 된 후 AFM 사진  
Fig. 6. AFM image after biotin and streptavidin immobilization onto CNT surface.

scope: AFM) 사진으로, substrate와 bare 상태인 CNT 표면의 임의의 두 지점의 높이를 비교한 것이다.

그림 6은 substrate와 CNT 표면상에 biotin과 streptavidin이 고정화 된 상태를 확인하기 위해서 임의의 두 지점의 높이를 비교해 본 AFM 사진으로, 그림 5의 bare CNT 상태보다 단면의 높이가 더 높아진 것을 볼 수 있다. 이는 CNT 상에 biotin과 streptavidin이 고정화가 되었음을 AFM 사진으로 확인할 수 있다.

#### IV. 측정 및 분석

제안된 바이오센서의 샘플을 측정하기 위해서, 그림 7과 같이 200  $\mu\text{m}$ 의 probe tip(picoprobe)을 장착한 probe station 측정 시스템(Karl Suss)을 사용하였고, network analyzer 장비(PNA E8364A, Agilent)와 연동시킴으로써 S-파라미터 측정값을 직접 얻을 수 있었다. 바이오센서 소자의 샘플 재현성을 보기 위해서, 본 연구에서는 50개 이상의 샘플을 제작하여 반복 측정하였고, 측정 시스템의 안정화 조건을 찾은 후 계속해서 동일한 조건에서 반복 수행하였다.

반복된 측정 결과 그림 8에 나타난 것처럼, 인터 디지털 커패시트의 경우, 전형적인 커패시턴스의 특성을 보이고 있다는 것을 확인할 수 있고, 5  $\mu\text{m}$  간

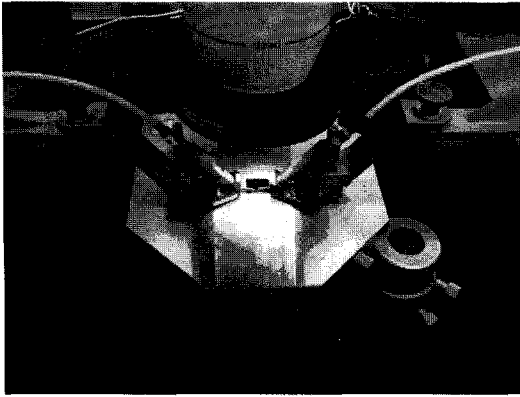


그림 7. Probe station 시스템을 이용한 바이오센서 샘플 측정 사진  
Fig. 7. Photograph of the CNT biosensor sample measurement using probe station system.

격상의 CNT가 성장된 경우는 공진 특성이 예리하게 변하면서 주파수가 11.08 GHz로 이동하였다. CNT 상에 biotin이 고정된 경우, 공진 주파수는 10.8 GHz를 나타냈고, 5  $\mu\text{m}$  간격 상에 CNT가 성장된 경우와 약간의 공진 주파수가 차이가 남을 확인할 수 있었다. 마지막으로 CNT 상에 biotin과 streptavidin이 고정화된 경우, 공진 주파수는 급격하게 낮아져 10.2 GHz 부근에서 나타났다. 이는 streptavidin이 센싱 표적 물질이라는 측면을 고려한다면, 주파수가 급격하게 변했다는 것은 streptavidin이 biotin에 고정화 되었다는 것을 의미하고, 제안된 바이오센서 소자가 바이오센서로서의 가능성뿐만 아니라 민감도 측면에서 우수하다는 것을 반영한다.

본 연구에서 수행된 바이오센서를 인터디지털 커패시트의 경우, 5  $\mu\text{m}$  간격 상에 CNT 경우, CNT 상에 biotin이 고정된 경우, 마지막으로 CNT 상에 streptavidin이 biotin과 고정화된 경우로 각각 나누어서 측정된 결과를 근거로 그림 9와 같이 등가회로 모델을 제안하였다. 이 회로 모델은 이전의 논문에서 제시했던 회로 모델보다 더 향상되었고, 거의 측정 결과와 동일한 fitting 곡선을 구현함으로써 각각의 집중정수 소자 값들을 추출하였다<sup>[17]</sup>.

여기서, 그림 9에 표시된 집중 정수 소자 값들은 인터디지털 커패시트의 경우에서 추출된 값들을 나타낸 것이며,  $C_p$ 와  $L_p$ 는 각각 바이오센서 패드의 커패시턴스와 인덕턴스를 나타낸 것이다.

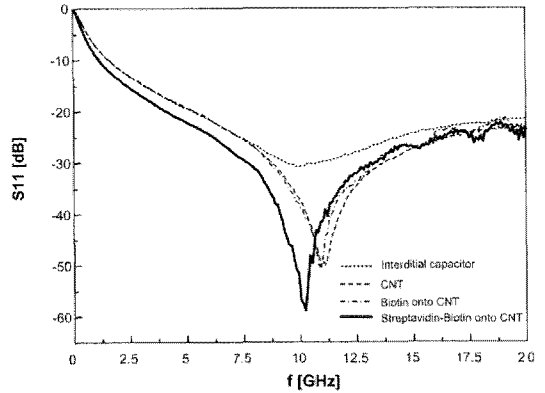


그림 8. 제안된 바이오센서의 측정 결과  
Fig. 8. Measured results of the proposed CNT biosensor.

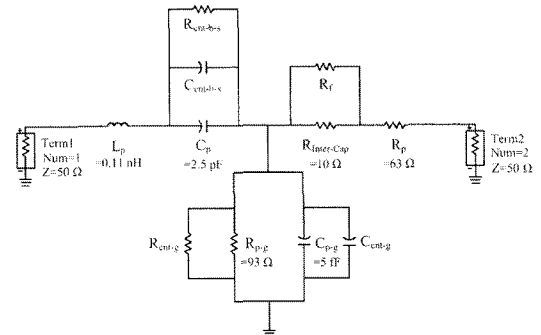


그림 9. 제안된 바이오센서의 등가회로 모델링  
Fig. 9. CNT equivalent circuit modeling of the proposed CNT biosensor.

여기서,  $C_p$ 의 값은 모멘트법(Method Of Moment: MOM) 기반의 2.5 D full-EM 시뮬레이션을 실행한 후, 결과 값을 이용하여 회로 시뮬레이션을 통해서 정량적인 값으로 추출하였고, 공진 주파수가 10 GHz 부근에서 나타남으로,  $L_p$ 값은 공진 주파수 공식을 이용하여 얻을 수 있었다.  $R_{p-g}$ 와  $C_{p-g}$ 는 각각 바이오센서 패드와 그라운드 사이의 저항과 커패시턴스를 나타낸 것이고,  $R_{inter-cap}$ 과  $R_p$  또한, 인터디지털 커패시트 자체의 저항과  $R_p$ 는 인터디지털 커패시트를 제외한 부분의 패드 저항을 나타낸 것이다.

$R_{cnt-g}$ ,  $R_{p-g}$ ,  $C_{p-g}$ ,  $C_{cnt-g}$ 는 각각 CNT와 그라운드 사이의 저항, 그라운드-패드 사이의 저항, 패드와 그라운드 사이의 커패시턴스, 그리고 CNT와 그라운드 사이의 커패시턴스를 나타낸 것이다.

$R_{cnt-g}$ ,  $R_{p-g}$ ,  $C_{p-g}$ ,  $C_{cnt-g}$ 은 각각 4 k $\Omega$ , 93  $\Omega$ , 5 fF, 11

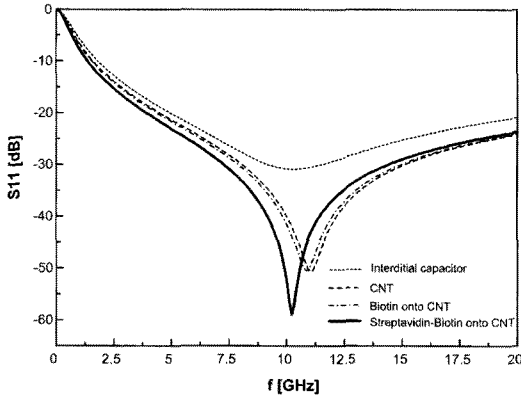


그림 10. 인터디지탈 커패시터 기반 CNT 바이오센서의 회로 시뮬레이션을 이용한 fitting 결과  
Fig. 10. Fitting results using circuit simulation of the CNT biosensor based on interdigital capacitors.

fF로 일정한 값을 둔 상태에서  $5 \mu\text{m}$  간격 상에 CNT의 경우,  $R_{cm}$ ,  $C_{cm}$ ,  $R_f$ 은 각각  $462 \text{ k}\Omega$ ,  $0.45 \text{ pF}$ ,  $2.5 \Omega$ 의 값을 얻었다. 여기서,  $R_{cm}$ 의 값은 CNT의 전도도를 측정하여 얻은 값에 해당된다. 그리고 CNT 상에 biotin이 고정된 경우,  $R_b$ ,  $C_b$ ,  $R_f$ 은 각각  $11.8 \text{ M}\Omega$ ,  $0.55 \text{ pF}$ ,  $2.6 \Omega$ 의 값을 얻었고, 마찬가지로  $R_b$ 의 값도 CNT 상의 biotin이 고정된 상태에서 전도도를 측정하여 얻은 값에 해당된다. 마지막으로 CNT 상에 biotin과 streptavidin이 고정화된 경우,  $R_s$ ,  $C_s$ ,  $R_f$ 은 각각  $901 \text{ k}\Omega$ ,  $0.95 \text{ pF}$ ,  $4 \Omega$ 의 값을 얻었고,  $R_s$ 의 값 또한 CNT 상의 biotin과 streptavidin이 고정화된 상태에서 전도도를 측정하여 얻은 값에 해당된다.

여기서, 각각의 경우에 대해서,  $R_{cm-b-s}$ 와  $R_f$ 의 값은 공진의 예리한 특성 인자인  $Q$ 값에 영향을 주었고, 실제로 공진 주파수의 변화는  $C_{cm-b-s}$ 가 영향을 준다는 것을 확인할 수 있었다. 그림 11과 같이 각각의 경우에 커패시턴스 값이 변함을 정량적으로 얻을 수 있었고, 식 (1)에 의해서 공진 주파수가 변하게 된다는 것을 알 수 있다.

$$\Delta f_r \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{LAC}} \quad (1)$$

## V. 결 론

제안된 바이오센싱 소자의 SWNT 상에 biotin과 streptavidin이 고정화됨에 따라, 공진 주파수가 점점

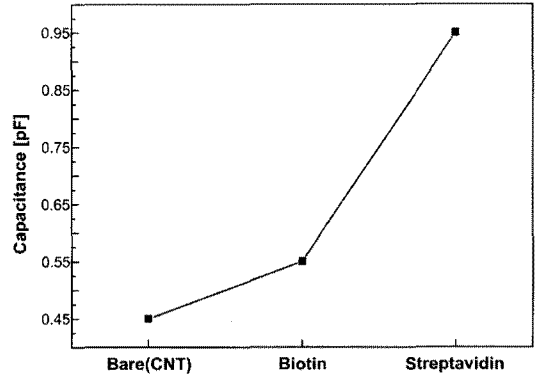


그림 11.  $5 \mu\text{m}$  간격상의 CNT(bare), CNT 상의 biotin 고정과 CNT 상의 biotin과 streptavidin 고정화에 따른 커패시턴스 값의 변화

Fig. 11. Variation of capacitance values as CNT (bare) in the  $5 \mu\text{m}$  gap, biotin immobilization, and biotin and streptavidin immobilization.

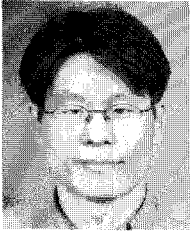
더 낮은 주파수로 변화게 된다는 것을 확인하였다. 이러한 효과는 서로 다른 유전 상수 값과 전하를 갖는 biotin과 streptavidin의 두 바이오 물질이 결합함에 따라 커패시턴스 값이 다르게 나타나게 되기 때문에 공진 주파수가 변화게 된다는 가정하에 등가회로를 구현하였고, 실제로 회로 시뮬레이션 결과 커패시턴스 값이 바이오 물질이 결합함에 따라 변하게 된다는 사실을 확인하였다. 특히, 제안된 바이오센서 소자에 표적 물질인 streptavidin이 결합할 때  $600 \text{ MHz}$ 의 비교적 큰 공진 주파수 변화를 일으킨다는 사실은 바이오센서 소자로서 충분한 가능성이 있음을 시사하고 있다. 게다가, 수용자인 biotin에 streptavidin의 결합 여부를 쉽게 검출할 수 있었고, 저렴한 형태의 바이오센서일 뿐만 아니라 광 기반의 바이오센서와는 달리 별도의 형광 표시 라벨이 필요 없는 장점을 가지고 있다. 향후, 인체에 적용할 수 있는 pico물 수준의 저농도에서 민감도 특성을 더 불 필요가 있지만, 마이크로파 수동 소자와 CNT 나노 물질을 융합시킴으로써 바이오센싱이 가능하다는 것을 실험적으로 증명하였다.

## 참 고 문 헌

[1] H. W. Kroto, J. R. Heath, S. C. O'Brien, R. F. Curl, and R. E. Smalley, "C60: Buckminsterfullerene", *Nature*, vol. 318, pp. 162-163, Nov. 1985.

- [2] S. Iijima, "Helical microtubes of graphitic carbon", *Nature*, vol. 354, pp. 56-58, Nov. 1991.
- [3] W. B. Choi, D. S. Chung, J. H. Kang, H. Y. Kim, Y. W. Jin, I. T. Han, Y. H. Lee, J. E. Jung, N. S. Lee, G. S. Park, and J. M. Kim, "Fully sealed, high-brightness carbon-nanotube field-emission display", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 75, no. 20, pp. 3129-3131, Nov. 1999.
- [4] S. M. Lee, Y. H. Lee, "Hydrogen storage in single-walled carbon nanotubes", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 76, no. 20, pp. 2877-2879, May 2002.
- [5] J. Sander, R. Tans Alwin, M. Verschueren, and C. Dekker, "Room-temperature transistor based on a single carbon nanotube", *Nature*, vol. 393, pp. 49-52, May 1998.
- [6] S. Moonsub, J. Ali, W. S. K. Nadine, and H. Dai, "Polymer functionalization for air-stable n-type carbon nanotube field-effect transistors", *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 123, no. 5, pp. 11512-11513, Aug. 2001.
- [7] J. Kong, N. R. Franklin, C. Zhou, M. G. Chapline, S. Peng, K. Cho, and H. Dai, "Nanotube molecular wires as chemical sensors", *Science*, vol. 287, no. 5453, pp. 622-625, Jan. 2000.
- [8] P. G. Collins, K. Bradley, M. Ishigami, and A. Zettl, "Extreme oxygen sensitivity of electronic properties of carbon nanotubes", *Science*, vol. 287, no. 5459, pp. 1801-1804, Mar. 2000.
- [9] S. Chopra, A. Pham, J. Galillard, A. Parker, and A. M. Rao, "Carbon-nanotube-based resonant-circuit sensor for ammonia", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 80, no. 24, pp. 4632-4634, Jun. 2002.
- [10] S. Chopra, A. Pham, J. Gillard, and A. M. Rao, "Development of RF carbon nanotube resonant circuit sensors for gas remote sensing applications", *IEEE Intl. Microwave Symposium Digest*, Jun. 2002.
- [11] H. J. Lee, J. G. Yook, "Biosensing using split-ring resonators at microwave regime", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 92, May 2008(accepted).
- [12] H. J. Lee, H. S. Lee, K. H. Yoo, and J. G. Yook, "On the possibility of biosensors based on splitting resonators", *EuMW*, Oct. 2008(accepted).
- [13] M. Zhang, X. Huo, Q. Liang, Z. K. Tang, and P. C. H. Chan, "High frequency characterization for the single-walled carbon nanotubes using S-parameters", *IEEE Conference Nanotechnology*, 2004.
- [14] I. Bahl, *Lumped Elements for RF and Microwave Circuits*, Artech House, Boston London, 2003.
- [15] J. Wong, A. Chilkoti, and V. T. Moy, "Direct force measurement of the streptavidin-biotin interaction", *Bio. Eng.*, vol. 16, pp. 45-55, Dec. 1999.
- [16] R. J. Chen, Y. Zhang, D. Wang, and H. Dai, "Non-covalent sidewall functionalization of single-walled carbon nanotubes for protein immobilization", *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 123, pp. 3838-3839, Jan. 2001.
- [17] 이희조, 이현석, 유경화, 육종관, "인터디지털 커패시트 기반의 단일벽 탄소 나노 튜브를 이용한 바이오 물질 검출에 관한 연구", *한국전자과학회 춘계 마이크로파 및 전파학술대회*, 31(1), pp. 357-360, 2008년 5월.

이 희 조



1998년 2월: 대구대학교 물리교육과 (이학사)  
2004년 2월: 연세대학교 물리 및 응용물리학과 (이학석사)  
2004년 3월~현재: 연세대학교 전기전자공학과 박사과정  
[주 관심분야] 메타 물질, 광결정, 마이크로파/테라헤르츠대역 바이오 센싱기술, CNT-나노바이오센서, Bio-MEMS 등

유 경 화



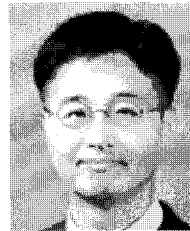
1982년 2월: 연세대학교 물리학과 (이학사)  
1984년: 미국 University of Illinois at Urbana Champaign 물리학과 (이학석사)  
1986년: 미국 University of Illinois at Urbana Champaign 물리학과 (이학박사)  
1987년~2001년: 한국표준과학연구원 책임연구원  
2001년~현재: 연세대학교 물리학과 교수  
2004년~현재: 연세대학교 나노메디컬 국가핵심연구센터 소장  
[주 관심분야] 나노 바이오 센서 제작 및 특성 연구, 나노구조체의 전하수송 특성 연구 등

이 현 석



2001년 2월: 경기대학교 물리학과 (이학사)  
2003년 2월: 연세대학교 물리 및 응용물리학과 (이학석사)  
2003년 3월: 연세대학교 물리 및 응용물리학과 박사과정  
[주 관심분야] CNT-나노바이오센서 등

육 중 관



1987년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학사)  
1989년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)  
1998년: 미국 University of Michigan at Ann Arbor 전기공학과 (공학박사)  
1997년 1월~1998년 10월: University of Michigan Research Fellow  
1999년 3월~1999년 2월: Qualcomm Inc. Senior Engineer  
1999년 3월~2000년 2월: 광주과학기술원 조교수  
2000년 3월~현재: 연세대학교 전기전자공학과 조교수  
[주 관심분야] 마이크로파 구조 해석 및 설계, RF MEMS, 박막공진 구조 등