

## FET形 이온센서, ISFET

孫 炳 基

慶北大學校 工科大学 電子工學科 教授(理學博士)

## I. 序 論

現代의 科學技術은 急速度로 발전하여 精巧한 電子裝置를 써서 각종 信號 또는 데이터를 精確히 그리고 신속하게 處理하고 있다. 그리고 生産된 情報나 信號를 신속하게 처리할 뿐만 아니라 人間の 感覺과 같은 感知機能을 갖는 각종 感知機器, 즉 센서를 開發해 내고 있다.<sup>1)-5)</sup>

그러나 아직은 이들 센서들의 性能이나 精巧함이 情報의 處理裝置 水準에는 크게 못미치고 있다. 아무리 正確한 處理技術이 확보되었다고 하더라도 센서에 의해서 얻어지는 原初的 情報 自体가 不正確하다면 結果의 오류는 뻔한 일이다. 그래서 시스템의 性能이 센서의 性能에 依存하게 되는 現象이 나타나고 있다. 더우기 다가오는 世紀에는 센서技術의 先進이 綜合技術의 先進에 크게 영향을 미칠 것은 거의 確實視되고 있다.

센서의 機能은 人間の 五感에 對應하는 基本的인 機能과 人間の 五感으로는 感知할 수 없는 超五感的 機能으로 크게 둘로 나눌 수 있다. 超五感的 機能이란 赤外線, 超音波, 超高壓, 極低溫 등 에너지나 感知對象量이 너무 작거나 너무 커서 人間の 感覺領域을 超越하는 情報에 대한 感知機能이다.

그런데 수많은 센서들이 登場하고 있지만 대체로 視覺, 觸覺, 聽覺에 關聯된 센서들이고 嗅覺이나 味覺에 關聯된 것들은 그리 많지 않은 실정이다.<sup>1),2)</sup> 이들 시각, 촉각 및 청각에 關聯된 센서들도 몇몇 超五感的 센서들을 제외하고는 아직 生體의 機能과 비교할 때 生體의 것을 따르지 못하고 있다. 그리고 嗅覺과 味覺에 대한 센서들은 아주 初步的인 단계에 있는데, 가스센서가 嗅覺에 關聯된 것이고 이온센서는 味覺에 直結된 것이다.

이온센서나 가스센서는 味覺이나 嗅覺 機能을 감당

하기 훨씬 더 기초적인 단계에 머물러 있을지라도 어느 정도의 安定度나 信賴度를 갖는다면 分析化學, 生醫學, 環境工學 등 많은 分野에 크게 活用될 수 있다. 종래의 이온센서에는 溶液中の 이온濃度を 測定하기 위해서 가장 많이 活用되어 온 感이온電極(ISE=ion sensitive electrode)<sup>6-8)</sup>과 氣體狀態의 이온檢知를 위해서는 Faraday箱子와 二次電子倍增管을 이용하는 이온센서 등이 있다. 그런데 近來에 와서는 半導體集積回路 製造技術이 발전하고 材料技術이 발달함에 따라서 종래의 ISE와 近來의 IGFET(insulated gate field effect transistor)<sup>9)</sup>의 性能을 교묘히 결합시켜서 아주 優秀한 이온센서 즉 FET形 이온센서가 출현하게 되었다. Bergveld<sup>10)</sup>가 이를 처음으로 考案하고 ISFET(ion sensitive field effect transistor)라命名하였다.

本論稿에서는 이 ISFET에 대하여 中점적으로 論하기로 하고, ISFET의 理論的 背景과 製造技術 및 그 몇가지 重要性能과 實用性에 대하여 記述한다.

## II. ISFET란?

ISFET는 IGFET의 게이트金屬을 제거하고 그 게이트 絶緣層 表面에 感이온膜質을 形成시킴으로써, IGFET의 게이트金屬을 종래의 ISE로 代置시킨 것이라고 생각할 수 있다. 그래서 이 ISFET는 ISE가 가지고 있는 感이온特性 및 이온選別能力을 지니고 있고, IGFET의 電場效果 特性을 가진다. 또 ISFET는 IC 製造技術로 만들어지는 感이온 半導體 裝置이며, 하나의 CSSD(chemically sensitive semiconductor device)<sup>11)</sup>이다.

그림 1은 ISFET의 進化를 간단히 나타낸 것이다. 종래의 ISE는 비교적 긴 導線으로 增幅器의 IGFET 게이트에 연결되고 ISE만이 比較電極(reference

electrode) 과 함께 測定하고자 하는 溶液에 담겨 지는데 비해서, ISFET의 경우에는 ISE와 IGFET 사이의 連結導線이 없애지고 동시에 ISE와 IGFET가 하나의 칩으로 묶어져 측정하고자 하는 溶液에 담겨짐을 볼 수 있다.

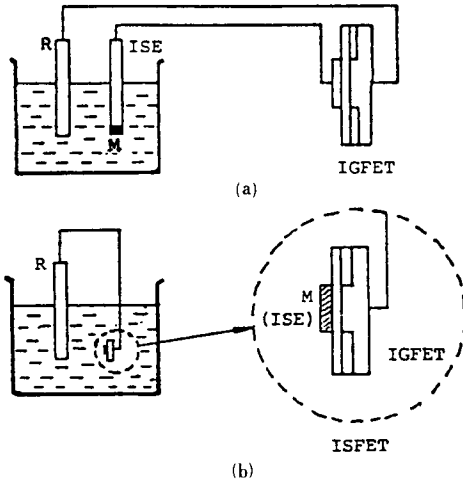


그림 1. Evolution of ISFET  
R=reference electrode  
M=ion sensitive membrane

ISFET는 ISE 및 IGFET의 중요기능을 가지고 있으며 IC 製造技術로 만들어지므로 큰 入力임피던스, 小形·輕量, 經濟的 量産, 精巧한 規格 및 높은 信賴性 등 디바이스로서의 많은 長點을 가지고 있다. 특히 ISFET는 精巧하면서 極히 작아서 測定하고자 하는 部位에 직접 삽입하여 現場·現時的 測定이 가능할 뿐 아니라 또 同時에 여러 센서를 複數로 삽입할 수 있어서 同時·多重測定이 가능하며, 높은 感度, 빠른 反應, 작은 記憶效果를 갖는 아주 優秀한 센서이다.

表 1에 ISFET와 ISE를 比較하였다. 이들 ISFET의 優秀한 特性은 分析化學, 生醫學, 食品營養學 및 環境管理 등 많은 分野에서 多樣한 應用을 促進시키고 있다. 또 그 眞價가 급속하게 認識되어지고 있다.

III. 歷史的 考察

1970年 Bergveld<sup>10</sup>가 神經生理學的 測定을 위한 感이온 固体디바이스(ion sensitive solid-state device) 研究의 예비결과를 “短信(short communication)”으로 보고한 것이 이 ISFET의 始初이다. 그는 MOSFET의 게이트金屬을 溶液으로 代置하여 용액중 이온濃度

표 1. Comparison of ISFET with ISE

Properties	ISE	ISFET
response time	slow (>30sec)	fast (<1sec)
size	large(>50mm <sup>2</sup> )	small (< 2mm <sup>2</sup> )
weight	relatively heavy (>100g)	very light (<1g)
input impedance	large internal impedance(>10 <sup>8</sup> Ω)	large (> 10 <sup>8</sup> Ω)
output impedance	large internal impedance(>10 <sup>8</sup> Ω)	small (< 10 <sup>3</sup> Ω)
memory effect	relatively large	small
cost	high	low
in vivo measurement	difficult	easy
driving type	current	voltage/charge
mass production	difficult	easy

函數로 채널 컨덕턴스 變化를 얻고 이 裝置를 ISFET라 名命하였다. 뒤따라서 Matsuo 등<sup>11</sup>이 비슷한 半導體 裝置에 대한 研究結果를 地方學會에서 발표하였다. 그러나 ISFET에 대한 正規論文으로는 1972年 역시 Bergveld<sup>12</sup>에 의해서 처음으로 發表되었다. 그는 感이온 게이트表面層으로서 SiO<sub>2</sub>를 써서 H이온 및 Na 이온濃度를 測定했다. 그로부터 2年 뒤인 1974년 실질적으로 ISFET에 대한 두번째의 論文이 Matsuo와 Wise<sup>14</sup>에 의해 발표되었는데 그들은 이 디바이스의 構造가 液体 / 絕緣體 / 半導體인 FET라는 의미에서 이 디바이스를 LOSFET(liquid-oxide-semiconductor field effect transistor)라고 했다. 이 디바이스는 pH 反應에 대해서 測定·調査되었다. 그런데 Bergveld의 論文<sup>13</sup>과 Matsuo의 論文<sup>14</sup>으로부터 두가지 큰 差異點을 발견할 수 있다. 첫째로 게이트 絕緣體의 感이온 表面層으로 Bergveld는 SiO<sub>2</sub>를 썼는데, Matsuo는 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>를 썼다는 점이고, 둘째로는 Bergveld는 比較電極을 쓰지 않았는데 Matsuo는 比較電極을 썼다는 점이다. Bergveld는 ISFET의 作動에 比較電極이 不必要하며, 바로 이 거주장스러운 比較電極의 除去가 이 디바이스의 커다란 長點인 것으로 主張했는데, 反面에 Matsuo는 DC特性 測定을 위해서는 SCE(saturated calomel electrode)를, 그리고 高周波 特性 測定을 위해서는 白金電極을 비교전극으로 사용하였다. 電位差를 測定하기 위해서는 반드시 두 電極이 必要하다는 基本的인 原理에 의해서 比較電極의 無用論이 철회되었다. 그러나 이 비교전극 무용론이 많은 關心을 불러 이르켜서 이 ISFET 發展을 위해서 많은 有益한 討論을 誘發시켰다.

1975年 Moss 등<sup>15</sup>은 ISFET의 感이온膜으로서 Bergveld나 Matsuo가 쓴 無機質인 SiO<sub>2</sub>나 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>가 아니고, ISE에서 活用되어 온 valinomycin을 함유한

PVC膜과 같은 特殊 感이온材를 活用하였다. 이 va-linomycin을 함유하는 PVC膜은 ISE에 K<sup>+</sup>에 敏感한 반응을 일으키는 膜質로 알려진 것이다.<sup>(16)</sup> 1977년에 Zemel<sup>(17)</sup> 이 이 ISFET와 같은 部類의 디바이스에 관한 첫 review 論文을 발표하였는데, 그는 이 ISFET를 좀더 포괄적인 意味를 가지는 CSSD에 포함시켜서 설명하였다. 한편 Janata등<sup>(17)</sup>은 CSSD 보다는 論議의 폭을 좁혀서 CHEMFET(chemically sensitive field-effect transistor)에 초점을 맞춘 review를 냈다. Keelly<sup>(18)</sup>와 Hackleman등<sup>(19)</sup>은 ISFET의 動作機 構를 밝히려고 노력했다. ISFET의 發展史上 특히 注 目되는 사실로서 1977년 Case Western Reserve University에서 개최되었던 “International workshop on theory, design and biomedical applications of solid state chemical sensors”<sup>(20)</sup>를 들지 않을 수 없다. 또 하나의 중요한 workshop이 1980년 New Jersey의 Peddie school에서 개최되었는데, “Nato advanced study institute of chemically sensitive electronic device”가 그것이다. 이들 workshop에서 많은 論文이 발표되었고 디바이스物理學 및 製造技術과 應用에 대해서 진지하게 討論되었는데, 이로써 이 ISFET의 優 秀성과 밝은 展望을 確認하였다.

最近에는 단순한 이온센서로서의 ISFET 研究뿐만 아니라 酵素나 단백질 등 特殊 生物 物質을 感知할 수 있는 “biosensor”로서의 ISFET 研究가 活潑하게 進 行되고 있다.<sup>(21,22)</sup>

IV. 理論的 背景

ISFET의 基本理論<sup>(15,23,24)</sup>은 ISE의 電氣化學的 界 面反應原理<sup>(25)</sup>와 MOSFET의 基本理論을 結合하여 이 루어졌는데 대체로 實驗結果를 잘 해석해 주고 있다. 그러나 아직 修正補完되어야 할 여지가 많다. 界面에 서의 電氣化學的 電位差를 古典的인 Nernst式<sup>(25)</sup>에 依 存하고 있으며, 溶液中的의 이온들의 干涉效果, 차폐效 과, 反應效果 및 이온의 活動도와 半導體 디바이스의 溫度效果 등 여러가지 複雜한 因子가 관련하고 있는 가 하면 이온의 選擇特性은 材料的 問題와 직결되어 있어서 理論的 發展이 要望되고 있다.

그림 2와 그림 3은 각각 MOSFET 및 ISFET의 斷 面圖를 나타내고 있다. 그림 2에서 게이트電壓이 上昇 함에 따라서 소스와 드레인 사이에 導電채널이 形成되 고 그 채널의 컨덕턴스가 變化한다. 이 컨덕턴스變化 는 게이트電壓에 의한 電場效果인 것이다. 그림 3에서 만일 적당한 게이트電壓이 걸려서 도전채널이 형성되

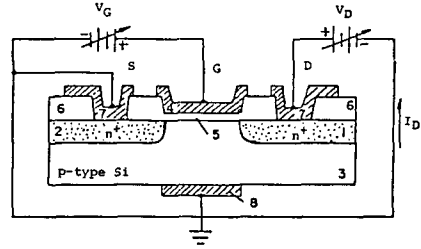


그림 2. Schematic diagram of MOSFET  
 1 = drain, 2 = source, 3 = substrate,  
 4 = gate metal, 5 = gate oxide layer,  
 6 = insulator, 7 = metal contacts,  
 8 = substrate metal contact.

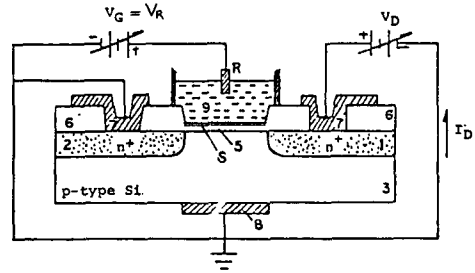


그림 3. Schematic diagram of ISFET  
 1 = dri, 2 = source, 3 = substrate,  
 5 = gate insulator layer, 6 = field insulator,  
 7 = metal contacts, 8 = substrate metal  
 contact, 9 = solution to be measured,  
 R = reference electrode, S = sensing  
 membrane.

어 있다면 용액내의 이온濃度 變化에 의한 채널컨덕턴 스 變化를 생각할 수 있다. 이 채널컨덕턴스 變化는 드 레인電流의 變化를 誘發하게 된다. 즉 용액중에 이온 濃度變化를 드레인電流變化를 測定하거나 이에 相應하 는 量을 測定함으로써 感知할 수 있다. 이것이 이 ISFET의 基本的 理論이다.

좀더 定量的인 表現을 빌리면 溶液中的의 이온濃度는 이온活動도를 통하여 용액과 게이트絶緣層위의 이온 感知膜과의 界面에서 電氣化學的 電位差로 나타난다. 즉 이 電氣化學的 電位差(φ<sub>n</sub>)는 界面狀態와 용액중의 이온농도의 函數인데, 대체로 다음과 같은 Nernst 方 程式<sup>(25)</sup>으로 表現된다.

$$\phi_n = \phi_0 \pm \frac{RT}{nF} \ln a_i \quad (1)$$

여기서 φ<sub>0</sub>는 상수項이고 R, T, n 및 F는 각각 氣體常 數, 絶對溫度, 관련하는 이온의 價數, 및 Faraday常

數이다. 그리고  $a_1$ 는 이온活動度이다.

그림 2에서 比較電極(R)에 걸어준 전압( $V_R$ )이 문턱전압(threshold)보다 높아지면 전장효과에 의해서 실리콘表面부근의 反轉層이 生成되어 導電채널이 形成된다. 이때 용액과 感知膜사이의 境界面에서 용액내의 特定이온이 感知막과 反應하여 選擇的으로 吸着되므로 그에 相應하는 電氣化學的 電位差가 發生하여 FET의 문턱전압을 變化시킨다.<sup>123,251</sup>

따라서 MOSFET의 有效게이트電壓( $V_G - V_T$ )에 對應하는 ISFET의 有效게이트電壓은 ( $V_R - V_T^*$ )인데, 여기서  $V_T^*$ 는 ISFET의 문턱전압이다. 이  $V_T^*$ 는 다음과 같이 表現된다.<sup>1241</sup>

$$V_T^* = V_{RL} + \phi_n - \frac{Q_i + Q_B}{C_i} + 2\phi_f + \phi_{RS} \quad (2)$$

여기서  $V_{RL}$ ,  $\phi_f$  및  $\phi_{RS}$ 는 각각 比較전극(보통 基準電極임)과 용액사이의 界面電位差, Fermi電位 및 比較전극과 반도체의 일函數電位差이고,  $Q_i$ ,  $Q_B$  및  $C_i$ 는 각각 게이트절연층내의 단위면적당의 電荷, 공핍층내의 단위면적당의 電荷 및 게이트절연층의 단위면적당의 容量이다.

따라서 식(1)을 식(2)에 代入하면

$$V_T^* = V_{RL} + \phi_o + \eta \frac{RT}{nF} \ln a_1 - \frac{Q_i + Q_B}{C_i} + 2\phi_f + \phi_{RS} \quad (3)$$

$$= aX + b \quad (4)$$

여기서

$$a = 2.303 \eta \frac{RT}{nF} \quad (5)$$

$$X = \log a_1 \quad (6)$$

이고,  $\eta$ 는 理想的인 Nernst係數의 實際的 補正係數이며,  $b$ 는 常數이다.

이렇게 하여 ISFET의 電流-電壓關係式은 MOSFT의 전류-전압 關係式에 ( $V_G - V_T$ ) 대신 ( $V_R - V_T^*$ )를 適用함으로써 다음과 같이 表現된다.<sup>123,241</sup>

$$I_D = \mu \left( \frac{W}{L} \right) C_i (V_R - aX - b) V_D \quad (線形領域) \quad (7)$$

$$I_D = \mu \left( \frac{W}{L} \right) \frac{C_i}{2} (V_R - aX - b)^2 \quad (飽和領域) \quad (8)$$

여기서  $\mu$ 는 채널내의 캐리어移動度이고  $W$  및  $L$ 은 각각 채널의 폭과 길이이다.

이 ISFET의 트랜스컨덕턴스를

$$g_m V_R \equiv \left( \frac{\partial I_D}{\partial V_R} \right) X \quad (9)$$

$$g_m X \equiv \left( \frac{\partial I_D}{\partial X} \right) V_R \quad (10)$$

과 같이 定義하면,<sup>1231</sup> 線形領域에서는

$$g_m V_R = \beta V_D \quad (11)$$

$$g_m X = -a \beta V_D \quad (12)$$

이고, 飽和領域에서는 다음과 같다.

$$g_m V_R = \beta (V_R - aX - b) \quad (13)$$

$$g_m X = -a \beta (V_R - aX - b) \quad (14)$$

여기서  $\beta = \mu C_i (W/L)$ 이다.

만일 ISFET 動作에 있어서  $I_D$ 를 固定시키는 경우 (실제 Joule熱 등을 고려하여) 선형영역에서는

$$S \equiv \frac{\partial V_R}{\partial X} \Big|_{I_D, V_D = a} \quad (15)$$

가 되는데 이  $S$ 는  $I_D$  및  $V_D$ 를 一定하게 유지하는 경우의 ISFET 感度가 된다.  $\eta = 1$ 인 이상적인 Nernst 形의 ISFET 感度は 室溫에서  $59mV/pX$  ( $+1$ 가 이온에 대해서)이다.

일반적으로 용액에는 여러가지 이온들이 複合的으로 존재한다. 그래서 이온들 사이에는 相互干涉을 하게 된다. 이 경우의 Nernst 方程式은 다음과 같이 고쳐 써야한다.<sup>126,271</sup>

$$\phi_n = \phi_o \pm \frac{RT}{nF} \ln (a_1 + \sum k_{i,j} a_j^{1/\nu_j}) \quad (16)$$

여기서  $a_1$ 는 主이온活動度인데

$$a_1 = \gamma_1 N_1 \quad (17)$$

로 주어진다.  $\gamma_1$  및  $N_1$ 는 主이온의 活動度係數 및 濃度이다. 같은 형식으로  $a_j = \gamma_j N_j$ 는 干涉이온의 活動度이다.  $K_{i,j}$ 는 主이온感知膜에 대한 干涉이온의 選擇度係數(selectivity coefficient)인데 다음과 같이 주어진다.

$$k_{i,j} = \frac{a_i}{a_j^{1/\nu_j}} \left\{ \exp \left( 2.303 \frac{V_{R2} - V_{R1}}{S} \right) - 1 \right\} \quad (18)$$

여기서  $y$ 는 干涉이온의 이온價數,  $S$ 는 主이온에 대한 感度,  $V_{R1}$  및  $V_{R2}$ 는 각각 干涉이온이 있을 때와 없을 때의 電位이다.

### V. ISFET의 製造技術

ISFET의 基本칩의 製造는 一般 MOS集積回路 製造 工程을 따른다. 다만 感이온게이트에는 金屬게이트電極을 形成하는 대신 이온感知膜을 形成해 준다. 그리고 ISFET의 경우 용액에 노출되는 게이트이므로 게이트 絶緣層 形成이 대단히 중요하다. 그래서 게이트 酸化膜 形成을 위해서는 통상적인 乾式酸化法을 써서 산화막을 형성한 후에 HCl을 흘려주면서 高溫熱處理하는 소위 "二段階 HCl 酸化" 技法<sup>1281</sup>과 같은 特殊方法을 이용하여 게이트 절연층의 결함을 最小化하고, 또 이렇

게 成長시킨 산화막위에 증착으로  $Si_3N_4$ 膜을 形成하고 그 위에 각종 이온感知膜을 形成한다.

그림 4는 ISFET칩의 패턴을, 그림 5는 ISFET 칩 제조공정을 나타낸다. 表 2는 몇가지 代表的인 感이온物質<sup>[29]</sup> 및 그 感知膜 形成法<sup>[30]</sup>을 要約한 것이다.

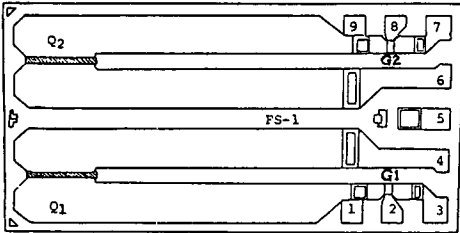


그림 4. Pattern of an ISFET chip  
Q1, Q2=ISFET,  
G1, G2=MISFET

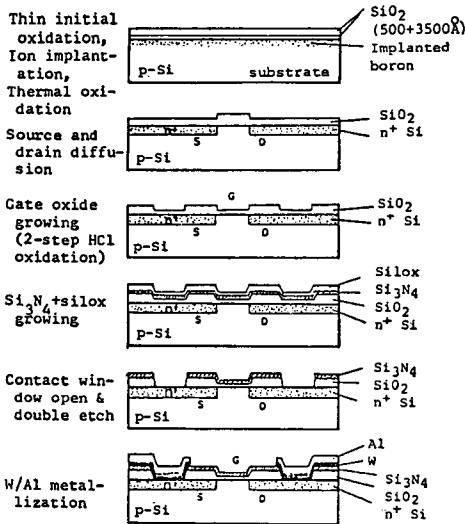


그림 5. Cross-sectional structures for the steps of the wafer process. W-metallization was employed

VI. 主要動作特性

1. 電流-電壓特性

그림 6은 한 水素 ISFET의 電流-電壓特性을  $V_R$  및 pH를 파라미터로하여 나타낸 것이다. 이 ISFET의 전류-전압특성이 MOSFET의 전류-전압특성과 아주 類似함을 볼 수 있다.

표 2. Ion sensing membranes

Ion	Key Materials	Formation Methods
H <sup>+</sup>	Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub> ZrO <sub>2</sub>	LPCVD E-beam
K <sup>+</sup>	valinomycin/PVC	{valinomycin(1mg) + dioctyladipate(0.089)} solved in [(PVC(3mg) + cyclohexane(1.3cc)] solved in THF(1.3cc) dropped onto the sensing gate, and dried at room temperature for 30 min.. Then, polymerized at 37°C-24 hours
Na <sup>+</sup>	sodium alumin	{Al(n-OC <sub>2</sub> H <sub>5</sub> ), (3g) + NaOCH <sub>3</sub> (8cc) + Si(OC <sub>2</sub> H <sub>5</sub> ), (3.5cc)} solved in methanol(10cc). dipped and then polymerized at 400°C-1 hour in N <sub>2</sub> .
Ca <sup>2+</sup>	SBS/AIBN	{SBS(4g) + TAP(0.05cc) + AIBN(25mg)} solved in THF(40cc). dried at room temperature for 24 hours, and then polymerized at 60°C-24 hours..

THF ; tetrahydrofuran  
SBS ; styrene butadiene styrene  
AIBN;  $\alpha$ ,  $\alpha$ -azobis isobutyro nitrile

PVC; polyvinyl chloride  
TAP; triallyl phosphate

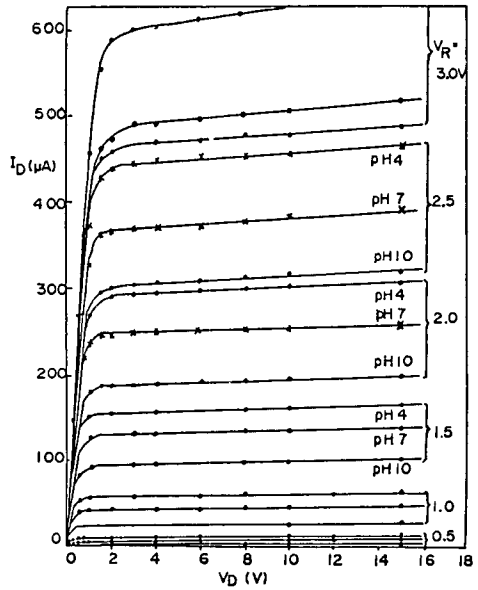


그림 6.  $I_D$ - $V_D$  characteristics of a pH-ISFET

2.  $I_D$ -pX 特性

그림 7은 pH, pK, pNa 및 pCa-ISFET의 각 이온 濃度變化에 따른 線形領域에서의 드레인電流 ( $I_D$ )의 應答를 나타낸 것이다. 좋은 直線性을 보여주고 있는데, 이들 直線의 기울기는 식 (12)에서의  $|g_m X|$  를 나타낸다.

3.  $V_R$ -pX 特性

그림 8은 선형영역에서  $I_D$ 와  $V_D$ 를 一定하게 유지하고 이온濃度變化에 따른  $V_R$ 의 變化를 "null-balance" 方法<sup>[24]</sup>으로 測定한 結果이다. 이 直線들의 기울기는 식 (15)에서와 같이 a이며, 이는 곧 ISFET의 感度(S)를 나타낸다. 선형동작영역에서는 이들 기울기  $I_D$ 나  $V_D$ 에 無關係하게 一定한 값을 가진다는 理論的 模型과

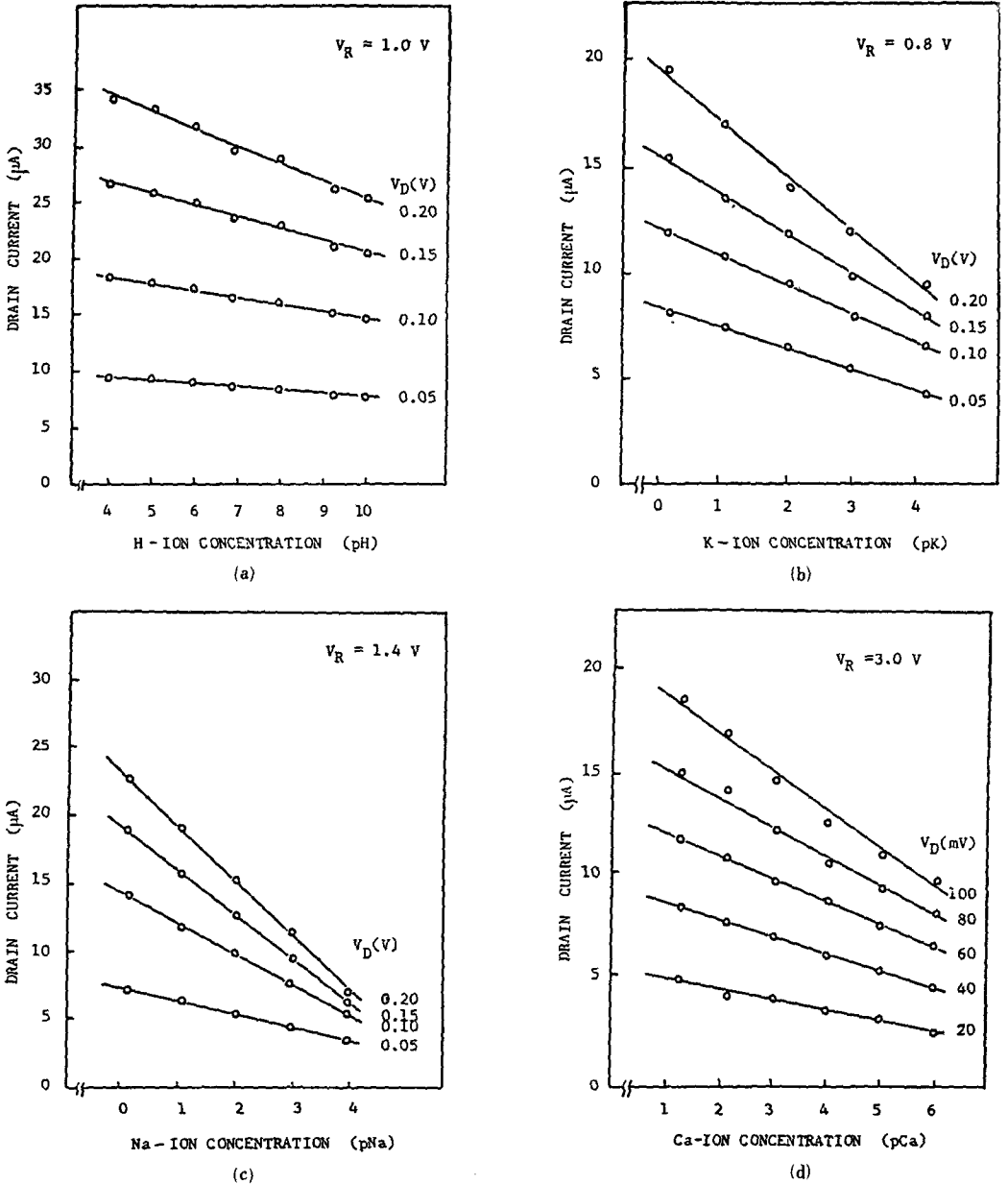
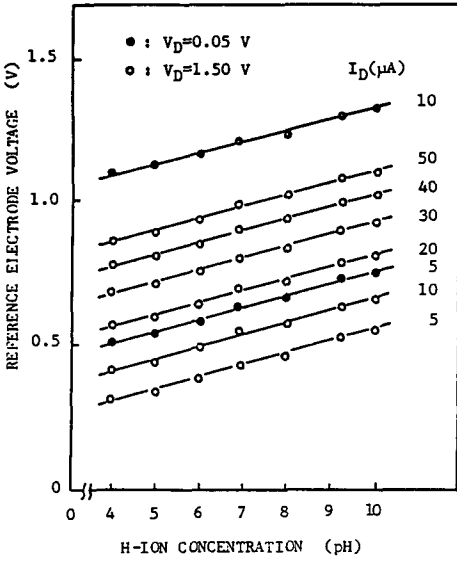


그림 7. pH, pK, pNa and pCa-responses of the drain current

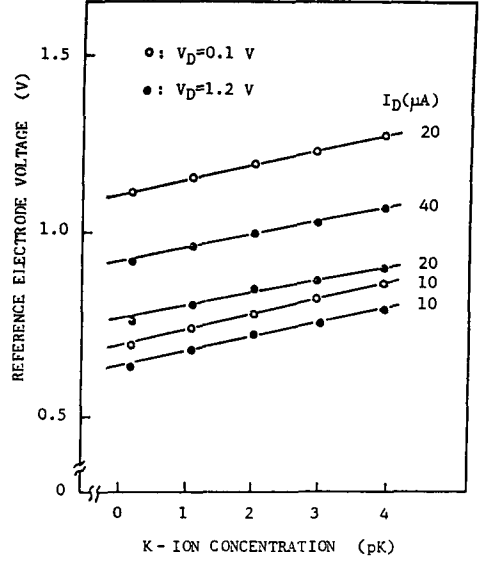
대체로 잘 일치한다. 이들 직선으로부터 얻은 S값은 52mV/pH, 42mV/pK, 59mV/pNa 및 28mV/pCa이고, pNa-ISFET를 제외하고는 예상된 이론값와는 다소 차이를 보인다. 이는 소자에 따라서 어떤 인자의 영향이 나타나고 있음을 암시한다. 즉 식(3)에서 보정 계수  $\eta$ 를 도입하는 이유가 여기에 있다.

4. 이온선택특성

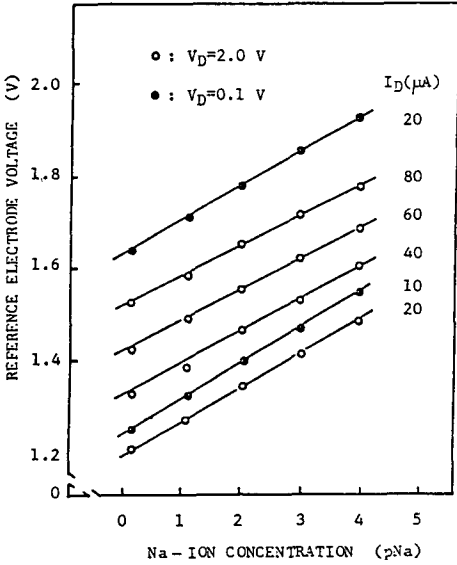
그림 9는 몇몇 pH에서 간섭이온 농도변화에 따른  $V_R$ 의 증가분을 나타낸 것이다. 여기서 pX는 K 및 Na 이온농도에 대한陰의常用對數를 취한 것이다. 간섭이온농도가 작을 때는 無視할 수 있으나 0.1몰 이상 이 되면 간섭효과가 급하게 증가함을 알 수 있다.



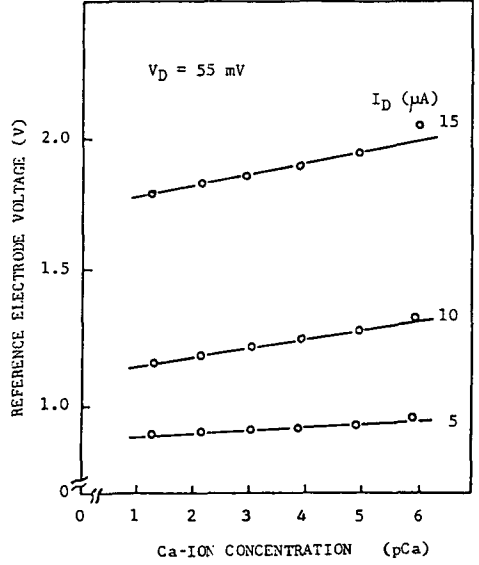
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 8. pH, pK, pNa and pCa response of the reference-electrode voltage

表 3은 그림 9에서 얻은 實驗值로 식(18)에 의하여 計算한 選擇係數이다. ISFET의 應答時間은 대체로 數秒以內로 짧다. 그리고 溫度依存性이 문제가 되나 이는 補償回路에 의해서 해결될 수 있을 것이다.

Ⅶ. 應用 및 展望

ISFET는 電場效果를 이용하는 것이기 때문에 이온

感知膜의 導電性은 문제되지 않는다. 그러므로 膜의 選擇이 자유롭다. 또 感知膜의 組成이나 두께의 變化에 의하여 이온選擇性, 應答特性, 安定性 등의 改善이 可能하고, IC技術에 의하여 製造되므로 超小形化, 이온選擇性이 다른 몇개의 센서로 多重化, 溫度補償用 FET 등과의 一體化가 可能하다. 이와같은 ISFET의 長點때문에 여러分野에서 광범위하게 應用될 展望이

표 3. Selectivity coefficient

pH	Interfering ion concentration (mol/l)	$K_{H^+ / Na^+}$	$K_{H^+ / K^+}$
5.2	0.01	$1.05 \times 10^{-5}$	$0.68 \times 10^{-4}$
	0.10	$1.68 \times 10^{-5}$	$0.99 \times 10^{-4}$
	1.00	$2.54 \times 10^{-5}$	$1.50 \times 10^{-4}$
6.1	0.01	$1.67 \times 10^{-6}$	$1.13 \times 10^{-5}$
	0.10	$2.45 \times 10^{-6}$	$1.61 \times 10^{-5}$
	1.00	$3.88 \times 10^{-6}$	$2.19 \times 10^{-5}$
7.1	0.01	$2.45 \times 10^{-7}$	$1.42 \times 10^{-6}$
	0.10	$3.59 \times 10^{-7}$	$2.01 \times 10^{-6}$
	1.00	$4.65 \times 10^{-7}$	$2.55 \times 10^{-6}$
7.7	0.01	$0.72 \times 10^{-7}$	$3.82 \times 10^{-7}$
	0.10	$1.02 \times 10^{-7}$	$5.62 \times 10^{-7}$
	1.00	$1.29 \times 10^{-7}$	$7.52 \times 10^{-7}$

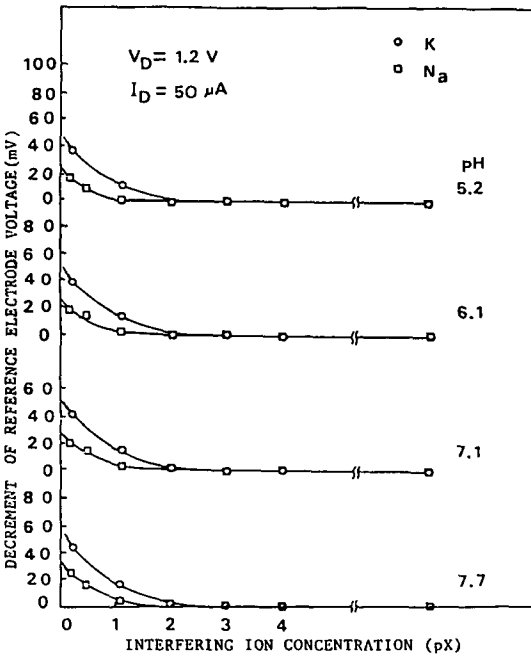


그림 9. Relationship between  $\Delta V_r$  and pX for several pHs

다.<sup>13, 5, 21-24)</sup> 특히 醫學分野에의 應用이 크게 期待되고 있다.<sup>15, 29-30)</sup>

pH-ISFET를 이용한 pH미터는 종래의 이온선택성 유리電極을 쓰는 것보다는 感度나 應答速度에 있어서 월등 우수하다. 또 pK<sup>+</sup>, pNa<sup>+</sup>, pCa<sup>2+</sup> ISFET 등의 경우도 종래의 이온선택성電極(ISE)보다 動作特性이 더 優秀하고 超小形이며 超輕量이어서 生体内에 직접 삽입하여 測定할 수 있는 現場·現時的 測定이 가능한 센서이다.

또 이들 pX-ISFET를 여러개 複合시켜 "one-chip"으로 제조하면 多機能化할 수 있다.<sup>24)</sup> 또 同時に 同一칩내에 溫度補償回路, 信號處理回路 등의 必要한 여러 機能回路를 集積해 넣을 수 있어서 스마트感知素子 製造가 용이하다. 또한 比較電極도 同一工程上 集積해 넣어서 더욱 精確한 센서개발이 可能하다.

특히 感知物質의 選擇으로 이 ISFET는 酵素, 그루코즈, 단백질, 尿酸, 아미라제, 알콜 등 특수물질을 感知해 낼 수 있는 特長을 가지고 있다.<sup>21-24)</sup>

그러므로 마이크로·複합이온 센서로서의 ISFET, 마이크로·複합바이오센서로서의 ISFET는 pH-미터로부터 血中이온濃度를 現場·現時代으로 또 多重·複合으로 測定할 수 있을 뿐만 아니라 各種 重要 生物物質을 感知할 수 있는 스마트센서에 이르기까지 多様하게 매우 重要하게 應用될 展望이다.

Ⅷ. 結 論

이상에서 간단히 論述한 바와 같이 이 ISFET는 많은 長點을 가지고 있어서 센서분야에서는 優越하게 多用度로 應用될 展望이다.

그러나 이 ISFET에 대한 研究는 아직 初歩段階에 있는 實情이고, 이것의 충분한 活用을 위해서는 基礎 研究로부터 應用研究에 이르기까지 많은 課題가 남아 있다. 優秀한 感知物質의 開發과 感知機構의 明確한 解明, 安定度 및 信賴改善을 위한 工程技術의 開發, 實際應用에 따른 諸般問題解決 등의 課題가 山積해 있다. 다가오는 世紀의 센서開發의 중요성을 감안할 때 이 ISFET의 研究開發은 특히 切實하다.

參 考 文 獻

- [1] 大森豊明 外, 센サ實用便覽, フジ・テクノシステム, 東京, 1983.
- [2] 森村正直 外, 센サ工學, 朝倉書店, 東京, 1982.
- [3] 「센サ技術」編輯部, 센サ活用事例集, 情報調査會(株), 東京, 1984.
- [4] 清山哲郎 外, 化學センサ, 講談社, 東京, 1982.
- [5] P.W. Cheung et al, ed., *Theory, Design, and Biomedical Applications of Solid State Chemical Sensors*, CRC Press, Inc., Florida, 1977.
- [6] M. Lavallee et al, *Glass Microelectrodes*, John Wiley & Sons, New York, 1969.
- [7] H.J. Berman and N.C. Hebert, *Ion-Selective Microelectrodes*, Plenum Press,



- New York, 1974.
- [8] F. Gotoh et al, "Continuous recording of human cerebral blood flow and metabolism," *Med. Res. Eng.*, 5: 13 (1966).
- [9] P. Richman, *MOS field-effect transistors and integrated circuits*, John Wiley and Sons, Inc., New York, 1973.
- [10] P. Bergveld, "Development of an ion-sensitive solidstate device for neurophysiological measurements," *IEEE Trans. (short commun.)*, BME-17: 70-71 (1970).
- [11] J.N. Zemel, "Chemically sensitive semiconductor devices," *Research/Development*, 28: 38-44 (1977).
- [12] 松尾正之等, "半導体の電界効果を用いた医用能動電極(1)," 電氣關係學會 東北支部 連合大會 論文集, pp. 28(1971).
- [13] P. Bergveld, "Development, Operation, and application of the ion-sensitive field-effect transistor as a tool for electrophysiology," *IEEE Trans.*, BME-19: 342-351 (1972).
- [14] T. Matsuo and K.D. Wise, "An integrated field-effect electrode for biopotential recording," *IEEE Trans.*, BME-21: 485-487 (1974).
- [15] S.D. Moss, J. Janata and C.C. Johnson, "Potassium ion-sensitive field effect transistor," *Anal. Chem.*, 47: 2238-2243 (1975).
- [16] R.P. Buck, "Electroanalytical chemistry of membranes," *CRC Crit. Rev. in Anal. Chem.*, 5: 323-420 (1976).
- [17] J. Janata and S.D. Moss, "Chemically sensitive field-effect transistors," *Biomed. Eng.*, 11:241-245 (1976).
- [18] R.G. Kelly, "Microelectronic approaches to solid state ion selective electrodes," *Electrochimica Acta*, 22: 1-8 (1977).
- [19] R.P. Buck and D.E. Hackleman, "Field effect potentiometric sensors," *Anal. Chem.*, 49: 2315-2321 (1977).
- [20] P. Cheung, D.G. Fleming, M.R. Neuman and W.H. Ko, Eds., *Theory, design, and biomedical applications of solid state chemical sensor*, CRC Press, West Palm Beach, Florida, 1978.
- [21] 木村 純 外, "SOS / ISFET型 바이오센サの多機能化," *センサ技術*, 5: 18-22 (Oct. 1985).
- [22] 塩野 悟 外, "半導体複合型酵素センサ," *センサ技術*, 5:23-28 (Oct. 1985).
- [23] 孫炳基, "感이온電場效果트랜지스터," *電子工學會誌*, 第18卷 第五號, 22-29(1981).
- [24] 孫炳基, 李德東, 李鍾玄外, "ISFET 및 半導体 가스 感知素子 開發에 관한 研究," *科學技術處·研究報告書* (SN 84-400-F), pp. 23-57 (1985年 5月).
- [25] E. Gileadi, E. Kirowa and J. Pencinear, *Interfacial Electrochemistry*, Addison-Wesley, Reading, 263-273, 1975.
- [26] G.M. Barrow, *Physical Chemistry*, McGraw-Hill, 4th ed., 629-633, 1979.
- [27] D. Sobvzynska and W. Torbicz, "ZrO<sub>2</sub> gate pH-sensitive field effect transistors," *Sensors and Actuators*, 6: 93-105 (1984).
- [28] B.K. Sohn, *ISFET FS-1 Process-using two-step HCl oxidation technique*, Technical Reports, Micro-electronics Lab, Univ. of Arizona, (March, 1980).
- [29] B.K. Sohn, "Ion Sensitive field effect transducers for in vivo measurements," *Proc. Seoul Intnat'l Symp. on Semicond. Phys. and Its Applicat.*, (1984).
- [30] 孫炳基, 李鍾玄, 辛長奎, "血液内の 이온 活動度測定을 위한 ISFET의 製造," *電子工學會誌*, 第22卷, 第6號, 28-33(1985). \*

◆ 用語解説 ◆

어군 탐지기 (Fish Finder)

적당한 주기를 갖는 초음파를 일정한 주기로 반복해서 해저로 발사하여 해저나 어군으로부터 반사해서 돌아오는 파를 수신, 증폭하고 기록지 또는 브라운관에 표시하여 어군을 탐지하는 장치.