

# 휴대용 방광용적 측정 시스템을 위한 추정 알고리즘 연구

## Estimation Algorithm for Portable Bladder Volume Measurement System

하 재 규\*, 송 무 용\*  
(Zae Gyoo Hah\*, Mu Yong Song\*)

\* 공주대학교 전자공학과  
(접수일자: 2000년 5월 10일; 채택일자: 2000년 6월 8일)

휴대용 방광 용적 측정시스템을 위한 새로운 추정 알고리즘을 제안하였다. 먼저 주어진 화상 데이터로부터 방광벽과 소변의 경계 끝점을 추출하고, 이로부터 축의 길이를 계산한 후 필터링하여 단면을 얻는다. 방광의 모양의 불규칙성을 고려하여 종단면과 횡단면 두 개의 데이터로부터 단면을 얻은 후 종단면으로 면적을 구하고 이를 횡단면에 적용하여 부피를 계산한다. 반대의 과정을 거쳐 또 하나의 부피 추정치를 얻고 이를 평균하여 실제 부피를 추정하였다. 제안된 알고리즘과 기존의 추정방법을 비교한 결과 제안된 방법에서 좋은 결과를 얻었다.

핵심용어: 방광 용적, 끝점 검출, 축 추출, 필터링, 종단면, 횡단면

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야(4.3, 4.6)

A new algorithm for estimating bladder volume for portable bladder volume measurement system is proposed. Given the actual image of a bladder, edges between bladder wall and urine are extracted first. Axes are calculated from these data and actual cross section shape is obtained by filtering. Since ordinary shape of a bladder is irregular, two cross-sections(transverse and longitudinal) are considered. With the area of a longitudinal cross-section projected along the axes of transverse cross-section, or vice versa, two estimated volume are obtained. Averaging these two value yields the volume of the bladder. Applied to actual experiments, the proposed algorithm showed explicitly good results in comparison with the conventional techniques.

Key words: Bladder volume, Edge detection, Axis extraction, Filtering, Longitudinal section, Transverse section

### I. 서 론

현재 국내에 척수손상, 당뇨, 뇌졸중, 외상성 뇌손상, 척수기형증, 전립선 비대증으로 인한 신경인성 방광으로 다수의 배뇨장애환자가 존재하고 있는데 이러한 추세는 교통사고, 식생활 문제, 각종 산업재해 등으로 가속화되고 있다. 따라서 신경인성 방광의 관리를 위하여 배뇨시의 방광내의 용적과 배뇨후의 잔료량의 지속적인 측정이 요구되고 있다.

기존의 삼관도뇨법, post-void intravenous radiographs, 방사성 동위원소를 이용한 방법, phenolsulfonphthalein excretion test 등은 요도감염, 요로 손상의 위험성, 부정확성이 문제가 되며 병원에서만 시행할 수 있는 관계로 환자의 고통과 경제적 부담이 매우 크므로[1-3], 측정의 편리와 위생문제, 합병증의 예방문제, 환자의 심리적 안정도 등을 전반적으로 고려할 때 초음파를 이용한 방법이 가장 이상적이다[4-7]. 특히 의사, 간호사, 환자의 편의를 위하여 간편한 휴대용 초음파 시스템이 요구되고 있으나[8-9], 현재 시판중인 시스템이 고가이고, 방광의 부피를 화면상에서 단면의 축을 재서 단순한 구나 타원구로 모델링하는 계

산을 한다. 따라서 간편하고 저가이면서 보다 정교한 시스템이 필요하다.

본 논문은 이를 위해서 휴대용 시스템을 위한 알고리즘을 개발하였다. 그 시스템은 현재 구할 수 있는 초음파 배열 변환기에 단순히 구동회로, 마이크로 프로세서 및 액정화면으로 구성할 수 있도록 하는 시스템을 말하는 것으로서 본 논문은 그 시스템을 위한 알고리즘 개발에 주안점을 두었다.

실제 방광의 모양은 대칭성이 없고 개인차가 심하여 단순하게 계산하기가 쉽지 않고, 3차원적인 완전한 모양을 얻기 위해서는 360도 입체 주사를 해야하는데 그러면 장비가 고가로 되기 때문에 기존의 선형변환기나 섹터프로브를 가지고 간편하게 측정하기 위함이다.

따라서 본 논문은 기존의 섹터 변환기를 이용하여 종단면과 횡단면의 주사를 실시하여 얻어진 2개의 화면을 가지고 부피를 추정하였고, 이 방식을 실제의 방광에 적용하여 총 9개의 데이터로 실험하여 그 타당성을 입증하였다.

### II. 연구배경 및 기초 해석

#### 2.1. 연구배경

초음파를 이용한 배뇨장애진단에 대한 연구는 기존의 초음파 영상진단기에 대한 연구에 비하여 활발하지는 못 한데, 그 이유는 범용성이 떨어지며 상대적으로 사양규모가 적어 경제성이 적다는 이유이다. 최근에 들어서 초음파 의료기기의 경쟁이 치열해지면서 보다 특수한 용도의 장비에 대해서도 개발이 가속화되고 있으나 초음파 배뇨장애진단 시스템이 국내에서 제품화된 예는 없다.

그림 1은 여성의 방광의 해부학적 위치이다. 방광은 치골(pubis)과 자궁(uterus)사이에 위치해 있는데, 치골에 숨어 있어서 초음파 측정시 직접 주사가 되지 않는 어려움이 있다. 또한 환자가 배뇨장애가 있는 경우 소변을 보아도 그 소변량이 남아 있다. 더 큰 문제는 방광이 차 있는데도 환자가 느끼지 못하는 경우는 소변이 역류해서 신장을 해치는 문제가 있다.

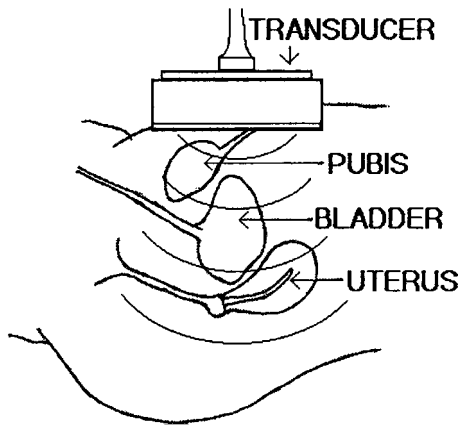


그림 1. 방광의 해부학적 위치[7]  
Fig. 1. Anatomical position of bladder[7].

방광내 소변량을 측정하는 가장 보편화된 방법은 1947년 도에 Guttman이 소개한 아래 널리 사용되고 있는 간헐적 도뇨법으로 지속적인 도뇨관 삽입보다 많은 장점을 가지고 있으나 환자 자신의 불편감과 함께 요도 손상 및 요로 감염의 위험성을 증가시킨다. 또한 방광요도조영술이나 방사성 동위원소 검사, 복부 초음파조영술등이 시도되었으나 민감성이나 경제성 그리고 방사선 피폭으로 실용화 되지 못하였다. 방광내 소변량의 비침습적인 측정을 위해 1967년 Holmes에 의해 초음파가 이용되었고[10] 그 이후 미국 Urodynamic System과 Bladder Scan을 비롯한 몇 회사에서 초음파를 이용한 시스템을 만들었는데 1000만원 이상의 고가이고, 실시간으로 X-Ray까지 찍으면서 방광의 모양이 어떻게 수축하고 잔류량과 방광압이 얼마인가 등을 분석하는 배뇨분석 시스템(Uro-Analysis System)이 있는데 가격이 수억원이므로, 시스템의 가격이 매우 비싸서 환자의 접근이 용이하지 않고, 환율이 상승시에는 장비의 가격이 두 배 이상 올라 일반 병원에서 구입하기를 꺼리는 입장이다. 또한 방광용적 측정기기는 보험수가가 인정되는 사술 기기로서가 아닌, 환자의 편의를 위한 시스템으로서

제공되어야 하는 측면이 강한데, 기존의 초음파 영상진단기를 이용하여 어느 정도의 효과를 거둘 수 있으나 현실적으로 고가의 영상진단기는 사용 스케줄이 정해져 있고, 환자가 배뇨 전 후에 자유롭게 접근하는 것은 불가능하다.

따라서 저가의 모델을 개발하여 환자가 병원이나 집에서 자유로이 이용할 수 있는 휴대용 시스템의 개발은 큰 의미가 있으며 추정알고리즘은 그 이론적인 핵심이다.

2.2. 기초 데이터 해석

일반적인 방광은 볼록한 입체로서 안에 소변이 들어있고 성인의 경우 가득 찼을 때 보통 400 cc 정도이다. 그 일반적인 모양은 그림 2에 보인 것처럼 대칭성이 없고, 주사 방향에 따라 모양이 다르기 때문에 일률적으로 그 부피를 공식화할 수는 없다.

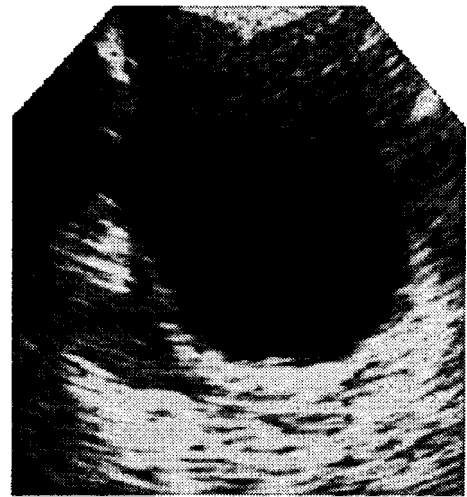


그림 2. 방광 단면의 예  
Fig. 2. Example of bladder section.

따라서 이제까지 주로 방광을 구형체나 타원등으로 근사시키거나 경험식을 도출하여 사용하였는데, 이를 요약하면 아래의 표 1과 같고 그 기호는 그림 3에 설명한 바와 같다.

표 1. 이제까지 사용된 방광의 부피추정을 위한 경험 식 [7]  
Table 1. Conventional equations for bladder volume estimation [7].

방법	경험 식
①	$\frac{W \times D_s \times H \times \pi}{6}$
②	$\frac{H \times D_s \times W \sim 3.14}{2.17}$
③	$H \times D_s \times W \times 0.7$
④	$H \times D_s \times W \times 0.625$
⑤	$\frac{H \times W \times (D_s + D_i)}{2}$

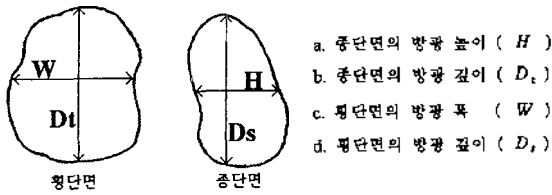


그림 3. 경험식 도출에 사용된 매개변수의 도시[7]  
Fig. 3. Parameters used to build up the empirical equations[7].

또한 사고 등의 후유증으로 방광이 기형적으로 되는 경우도 있고, 임신부의 경우는 자궁이 방광을 누르는 이유로 늘려있는 상태이기 때문에 정상의 모양과는 큰 차이가 있다. 이러한 방광의 부피를 추정하기 위해서는 X-Ray나 초음파를 사용하여 비수술적으로 시도해야 하는데, X-Ray는 그 피해가 많아서 초음파가 제일 확실한 방법이다. 한편 방광주위의 조직은 복부의 피부층과 지방층을 거쳐 치골 뒤에 위치하여 직접적인 주사는 힘들지만, 비스듬한 각도로 주사하는 경우 큰 문제는 없다. 다만 환자가 스스로 측정하는 경우, 약간의 혼란이 필요하다.

음향학적으로 볼 때, 방사된 펄스신호는 신체의 각 부분을 진행하면서 반사되거나 산란되는데, 그 산란신호의 크기를 다시 그레이 스케일로 바꾸어 화면에 주사하게 된다. 즉 반사된 신호를  $s(t)$ 라고 할 때에 실제 화면의 밝기신호는

$$i(t) = \sqrt{(s(t) \cos \omega_c t)^2 + (s(t) \sin \omega_c t)^2} \quad (1)$$

과 같이 된다. 화상은 모니터의 성능, 메모리에 따라서 달라지는데 보통의 경우 128-256 정도의 레벨을 가지고, 그 성능은 전자회로보다는 변환기 자체의 특성에 좌우되는 것이 보통이다.

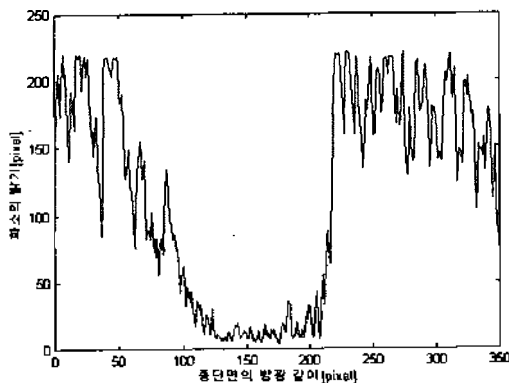


그림 4. 방광부위에서의 수신신호  
Fig. 4. Received signal from a bladder.

실제 얻어진 임의의 주사선에서의 밝기신호의 파형은 그림 4에 보인바와 같다. 그림 4에서 보듯이 방광 벽과

소변사이에 신호의 휘도의 차이가 있어 방광 벽의 끝점을 짐작하는 것은 그리 어렵지 않다. 다만 신호의 차이가 급작스럽게 변하는 것은 아니기 때문에 적당한 문턱치를 설정해야 한다.

2.3. 데이터 취득

실험을 위하여 그림 5에 보인 Hewlett Packard사의 Sonoace 100모델과 2.5MHz 센터 변환기를 사용하였다. 센터 변환기는 원형 변환기를 모터를 이용하여 1차원적으로 구동하는 것으로서 정밀성은 떨어지지만, 복부의 경우에는 그 투과성이 좋아서 아직도 사용되고 있고, 또 방광과 같이 좁은 면을 통하여 주사하는 경우에 변환기의 값이 싸면서도 쉽게 구할 수 있는 장점이 있기 때문이다. HP Sonoace에서 얻어진 신호는 HPIB를 거쳐 PC에서 TIF 파일로 얻어진다. 데이터 취득 시 앞에서 언급했듯이 적절한 위치선정에 주의해야 하며 변환기와 복부의와의 정합을 위하여 젤을 사용하되 공기가 들어가지 않도록 주의해야 한다.

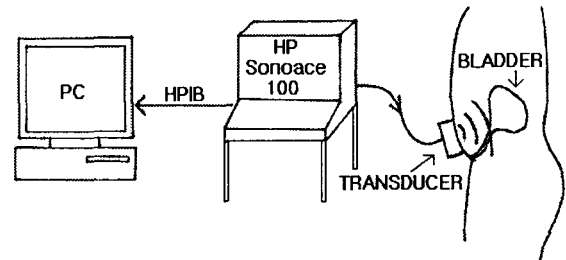


그림 5. 데이터 취득과정  
Fig. 5. Data acquisition for the experiments.

III. 부피추정 알고리즘

앞의 그림 2에서 보았듯이 얻어진 화상에서 대략은 방광을 추정할 수 있으나 정확한 계산을 위해서는 일련의 화상신호처리 과정이 필요하다. 이 과정은 끝점 검출, 축 추출 및 필터링, 그리고 면적 및 부피추정 과정으로 요약되는데 각 과정에서 소음의 처리도 매우 중요하고, 종축과 횡축의 최고치가 같지 않을 때 축 보정을 한 후 부피를 계산한다.

3.1. 끝점 검출 (edge detection)

이미 기존의 화상신호처리에서 끝점 검출은 가장 기본적인 처리에 속한다. 문제는 우리가 원하는 부분만의 끝점을 얻고 싶어하는데 반하여 실제의 결과는 다른 끝점이 혼재 되어 얻어지므로 어떤 식으로든지 적당한 끝점 잇기(edge linking)과정이 필요한 것이다. 흔히 사용되는 미분법을 이용하여 앞의 그림 2의 끝점 검출결과를 그림 6에 보였다. 그림 6에서 보듯이 방광과 방광 벽에서의 경계는 물론이고, 조직 내에서의 비균일로 인한 경계가 검출되어 정확한 방광영역을 얻기가 쉽지 않다. 따라서 수

식적으로 정확한 경계를 유도하는 일은 힘들고 적당한 타협이 필요한데, 본 연구의 대상인 방광의 경우 소변과 주위 조직간의 경계는 비교적 명확하므로 각 주사선에서의 최고치와 최소치 사이의 48%지점에서 경계를 잡아 끝점 검출을 하였다. 검출한 후에는 자세한 데이터가 필요 없으므로 다시 데이터를 이진 데이터로 변환하였다.

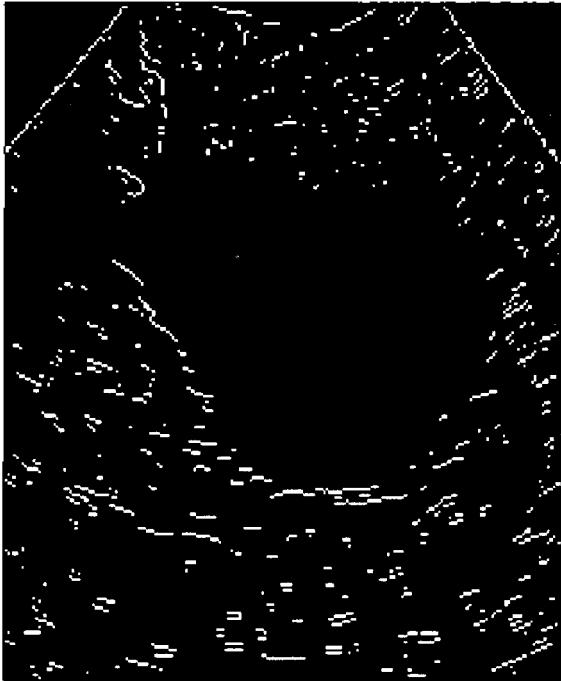


그림 6. 미분법을 이용한 끝점 검출 결과  
Fig. 6. Edge extraction result using differential edge-detection.

3.2. 축 추출 및 필터링

끝점 검출을 하여 2진 화상을 얻었으나 방광부분만의 끝점 검출을 위하여 제거되어야 할 부분이 남아 있다. 즉 얻어진 끝점에서 전면까지의 거리와 후면 거리를 계산할 수 있는데 문제는 조직 내에서 스페클 때문에 여러 개의 끝점이 검출되는 경우가 생기는 것인데, 가장 간단하게 추정된 끝점 사이의 거리 중에서 인접한 끝점까지의 거리가 가장 먼 것을 축으로 잡았다. 그 이유는 조직 내에서의 스페클은 촘촘하므로 긴 축을 발생하지 않는다는데 있다. 이를 식으로 표현하면  $i$ 번째 주사선에  $k$ 개의 끝점이 검출되었다고 할 때  $i$ 번째 주사선의 축의 길이  $axis(i)$ 는

$$axis(i) = \max_k [edge(k) - edge(k-1)], 2 \leq k \leq j \quad (2)$$

가 된다. 실제 방광의 모양은 불룩체이며 그 모양에서 극점이 여러 개 있거나 하지는 않으므로 축의 분포는 연속적이면서도 단순하다고 생각할 수 있다. 위 식 (2)로 얻어진 크기에 따른 축의 분포를 얻더라도 주위의 조직, 특히 방광의 좌우에 해당하는 부분은 변환기로 주사시에 그늘

에 해당하므로 어두운 부분이 있고 이 부분이 축으로 추출되어 나오므로 적당한 경계치를 이용하여 제거해야 한다. 본 논문에서는 중앙부분의 최고치의 0.38에서 경계를 삼아 제거하였다. 그 결과로 나타난 이진 화상을 그림 7에 보였다. 여기에서 검정색 부분은 얻은 축이고 회색 부분은 제거된 축이다.

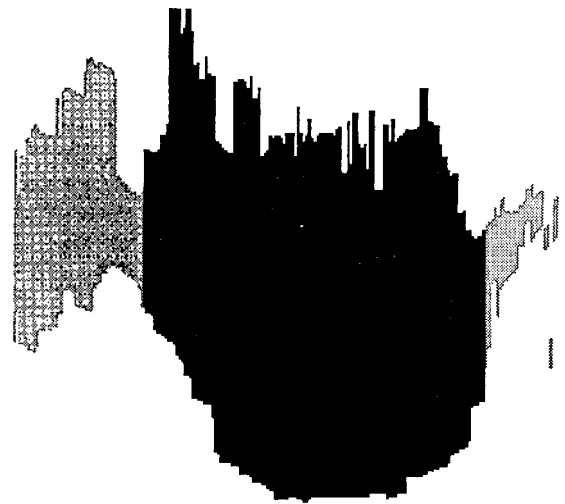


그림 7. 축 추출 후의 이진화상  
Fig. 7. Binary image after axis extraction.

한편 위에서 언급한 바와 같이 방광의 모양이 부드러운 곡면이어야 하지만 방광 전면부의 경우 초음파 신호의 크기가 아직 강하므로 작은 산란체에서도 산란 신호가 커지고 따라서 전면부의 끝점은 아주 복잡한 양상을 보여준다. 이런 이유로 그림 7에서 얻은 축의 길이는 경우에 따라서 날카로운 분포를 하는 경우가 생기는데, 이것은 실제에서는 상정하기 힘들므로, 적당한 스무딩(smoothing)이 필요하다. 따라서 간단한 버터워스(butterworth) 필터를 설계하여 저역 통과시키면 매끄러운 축의 분포를 얻을 수 있는바 그 결과를 그림 8에 보였다.

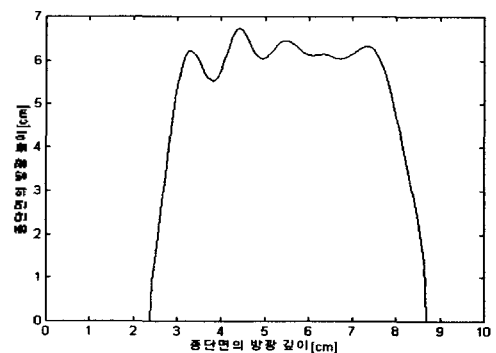


그림 8. 저역-통과된 축의 분포  
Fig. 8. Axis distribution after low-pass filtering.

3.3. 면적 및 부피 계산

앞 절에서 설명한 바와 같이 축의 길이가 얻어지면 단면적 및 부피 계산을 하게된다. 우선 우리가 가지고 있는 화면은 2개이므로, 종단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 횡단면의 축으로 부피를 계산하게 된다. 혹은 횡단면으로 면적을 구하고 종단면으로 부피를 구하게 된다. 편의상 전자의 경우를 생각하고, 우선 종단면의 축의 분포를  $axis_L$ 의 배열로 하면 종단면 면적  $A_L$ 은 아래의 식 (3)과 같이 된다.

$$A_L = \sum axis_L(i) \cdot \Delta l^2 \quad (3)$$

여기서  $\Delta l$ 은 종단면의 샘플과 샘플간의 해상도이다. 이렇게 얻어진 단면이 횡단면으로 주사할 때도 그대로 유지된다고 가정한다면 횡단면의 각 축의 길이의 제곱에 비례하여 면적이 분포된다고 가정할 수 있으며 이를 적분하면 전체 부피가 얻어질 것이다. 다만 주의할 것은 복잡한 블록체인 방광을 횡단면이나 종단면으로 주사할 때 우리가 주사한 면이 가장 넓은 면인가 하는 문제이다. 만약 종단면의 축의 최고치를  $l_{max}$ , 횡단면의 최고치를  $t_{max}$ 라고 할 때  $l_{max}$ 가  $t_{max}$ 보다 작으면 종단면의 면적이 제일 큰 부분이 아니라는 것을 의미하므로 부피를 계산할 때 보정을 해주게 된다. 즉 부피 계산시 사용하는 기본 면적은 위 식 (3)의  $A_L$ 에 대신하여

$$S = \max[A_L, A_L(t_{max}/l_{max})^2] \quad (4)$$

를 취하게 된다. 따라서 계산되는 부피  $V_1$ 은 아래와 같다.

$$V_1 = \sum S \cdot (axis_L(i)/t_{max})^2 \cdot \Delta t, \Delta t: \text{종단면의 해상도} \quad (5)$$

이상의 계산의 기본 과정은 부피를 계산할 때 종단면의 모양이 횡단면을 따라 그대로 유지되면서 그 면적이 축의 제곱에 비례하여 분포한다는 가정에서 시작한 것이다. 실제의 모양이 그렇게 된다고 단언하기는 힘들지만, 2개의 화상을 가지고 부피를 계산하는 경우 가장 합리적인 가정이라고 생각된다.

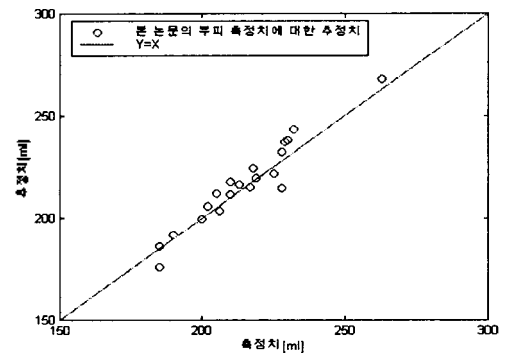
앞에서 종단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 횡단면의 축으로 부피를 계산하는 경우를 설명하였다. 그러나, 부피를 계산하는데 있어서 종단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 횡단면의 축으로 부피를 계산하는 경우와 횡단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 종단면의 축으로 부피를 계산하는 경우에 각각 부피가 다르므로 본 논문에서는 두 가지 경우의 중간 값을 부피로 정하였다. 종단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 횡단면의 축으로 부피를 계산하는 경우에 산출된 부피를  $V_1$ 으로 놓고, 횡단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 종단면의 축으로 부피를 계산하는 경우에 산출된 부피를  $V_2$ 로 놓으면 두

가지 경우에 대한 부피의 중간 값은 아래의 식 (6)과 같다.

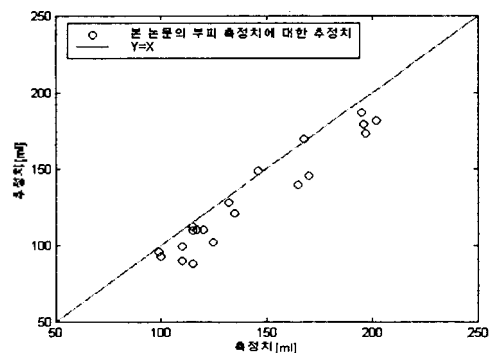
$$V = \frac{1}{2} (V_1 + V_2) \quad (6)$$

IV. 실험 및 결과

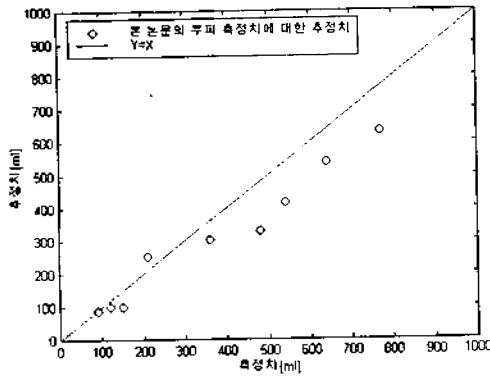
알장의 결과를 모의실험으로 오렌지, 피망 각각 20개의 샘플과 실제의 방광 샘플 9개의 경우에 적용하여 보았다. 오렌지와 피망의 경우에는 먼저 비이커에서 부피를 측정하고, 칼로 자른 후에 횡단면과 종단면을 얻고 스캐너를 사용하여 데이터를 저장하였다. 방광의 경우에는 우선 요의를 느끼는 대상을 선정하여 앞의 그림 5에서 도시한 바와 같이 데이터를 얻고 다시 비이커에 소변을 받아 그 부피를 측정하여 기록하였다. 그 실험 결과는 측정치와 본논문의 추정치와의 상관관계를 오렌지 샘플에 대하여 아래의 그림 9의 (a)에 상관관계도로 나타내었고, 피망 샘플에 관하여 (b)에 나타내었으며, 방광 샘플에 관하여 상관관계도를 (c)에 보였다. 여기에서 세가지 샘플 모두에 대하여  $y=x$ 의 그래프에 밀리 벗어나지 않고 평행을 이루는 것을 볼 수 있었고, 상관관계가 크다는 것을 알 수 있었다.



(a) 오렌지



(b) 피망



(c) 방광

그림 9. 각 샘플에 대한 측정치와 추정치의 상관관계도  
 Fig. 9. Correlation figure of the measured volume and the estimated volume about each sample.

(a) Orange. (b) Green pepper. (c) Bladder.

각 부피 추정 방식의 측정치에 대한 상관관계를 비교하기 위하여 오렌지, 피망 그리고 방광 샘플에 관하여 몇 가지 부피 추정 방식의 오차에 대한 표준편차를 표 2에 도시하였다. 여기에서 세가지 종류 샘플 모두에 관하여 본 논문의 부피 추정 방식은 좋은 결과를 얻었다.

표 2. 각 부피추정방식의 오차에 대한 표준편차(ml)  
 Table 2. Standard deviation of error of each estimated algorithm(ml).

샘플	본논문 방식	표1-① 방식	표1-② 방식	표1-③ 방식	표1-④ 방식	표1-⑤ 방식
오렌지	1.664	2.187	1.941	2.924	2.611	4.297
피망	6.263	5.887	8.641	18.814	11.226	19.178
방광	9.717	11.881	10.037	10.236	8.781	22.170

### V. 결 론

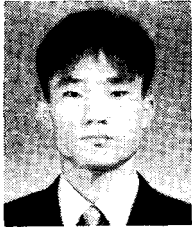
휴대용 방광 용적 측정 시스템을 위한 부피 추정 알고리즘에 대하여 살펴보았다. 그 주요과정은 먼저 얻고자 하는 부위의 끝점을 검출한 후, 축을 추출하고 필터링을 하여 잡음을 제거하였다. 종단면과 횡단면의 두 면으로 부피를 계산하였는데, 두 면 중 한쪽 면이 가장 큰 면적이 아닐 경우 면적의 보정을 하였고, 부피를 계산하는데 있어서 종단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 횡단면의 축으로 부피를 계산하는 경우와 횡단면으로부터 면적을 구하고, 이 면적과 종단면의 축으로 부피를 계산하는 경우의 두 가지 방법을 한번씩 해보고 그 평균값으로 부피를 정하였다. 기초 실험으로 오렌지와 피망을 각각 20개의 샘플을 취한 후 상관관계를 알아보았고, 실제 방광 9개의 샘플에 대하여 적용한 결과 본 논문의 방식은 상관관계가 우수하다는 결론을 얻었다.

본 논문은 저가의 배뇨장애환자 간류 소변량 측정을 위한 휴대용 초음파 방광용적 추정 알고리즘에 관한 연구로서 연구결과가 매우 긍정적이라고 생각하며 앞으로 휴대용 초음파 방광용적 측정기를 개발하고 국내의 배뇨장애환자의 케이스별 임상실험을 통한 다양한 데이터 베이스를 축적하는 과제를 더 연구해야 할 것으로 생각한다.

### 참 고 문 헌

1. R. Platt, et. al, "Mortality associated with Nosocomial Urinary-Tract Infection," J. Med. Eng, 307, 1982.
2. B. Berezin, "Opportunistic Nosocomial Multiply Resistant Bacteria Infections," J. Antimicrobial Chemotherapy, Supplement A, pp. 39-47, 1993.
3. O. W. Hakenberg, R. L. Ryall, S. L. Langlois and V. R. Marshall, "The estimation of bladder volume by sonocystography," J. Urol, 130, pp. 249-251, 1983.
4. R. C. Irecton, J. N. Krieger, D. D. Cardenas, B. W. Burden, E. Kelly, T. Souci and W. H. Chapman, "Bladder volume determination using a dedicated portable ultrasound scanner," J. Urol, 143, pp. 909-911, 1990.
5. C. J. Griffiths, A. Murray and P. D. Ramsden, "Accuracy and repeatability of bladder volume measurement using ultrasonic imaging," J. Urol, 136, pp. 808-812, 1986.
6. G. J. Poston and K. Langer, "Accuracy of ultrasound in measurement of changes in bladder volume," J. Urol. Br, 55, pp. 361-363, 1983.
7. T. C. Mainprize and H. P. Drutz, "Accuracy of total bladder volume and residual urine measurements: comparison between real-time ultrasonography and catheterization," J. Am. Obstet. Gynecol, 160, pp. 1013-1016, 1989.
8. G. Ravichandran and G. J. Fellows, "The accuracy of a hand-held real time ultrasound scanner for estimating bladder volume," J. Urol. Br, 55, pp. 25-27, 1983.
9. G. M. Coombes and R. J. Millard, "The accuracy of portable ultrasound scanning in the measurement of residual urine volume," International Continence Society Abstracts, p. 259, Sydney, 1994.
10. 박재홍, 박병규, 고현운, "척수손상환자에서 Portable Ultrasound Instrument를 이용한 방광내 소변량의 측정," 대한재활의학회지, 21, 290-297, 1997.

▲ 승 무 용(Mu Yong Song) 1972년 12월 19일생



1998년 2월 : 공주대학교 전자공학과  
졸업(공학사)

1998년 3월~현재: 공주대학교 대학원  
전기전자정보공학과  
석사과정

▲ 하 재 규(Zae Gyo Hah)

한국음향학회지 제16권 1호 참조