

생활 속의 전자파 활용

- 마이크로파를 이용한 진단장치 -

유돈식 · 최형도 · 이형수

한국전자통신연구원
무선방송기술연구소

I. 서 론

전세계적으로 진행중인 전자파가 생체에 미치는 영향의 연구는 주로 전자파에 대한 부정적인 측면에 집중하여 이루어지고 있다. 즉 전자파에 의한 생체의 변화나 질병의 유발과의 상관관계를 찾으려는 방향으로 연구의 초점이 맞춰져 진행되고 있다. 이로 인해 과학적으로 검증되지 않은 전자파가 건강에 위협하다는 우려의 확산으로 인해 막연하게 전자파에 대한 부정적인 인상이 심어져 왔던 것이 사실이다. 일상생활 속에서 유용하게 쓰이고 있는 전자파에 대해 부정적인 효과만이 아닌 긍정적인 순기능적 활용에 대해서도 관심을 가질 필요가 있다.

전자파에 의한 열적 효과에 대한 우려가 언론에 보도되어 많은 사람들의 관심을 받았다. 하지만 전자파의 열적 효과가 암을 일으키는 원인이 아니라 도리어 암을 치료하는 효과적인 방법 중의 하나로 사용되고 있다는 사실을 아는 사람은 그렇게 많지는 않은 것 같다. 바로 온열치료가 그것이다. 이렇듯 발암요인의 하나로 의심받고 있는 전자파의 열적 효과도 사용하기에 따라서는 암환자의 삶의 질을 향상시키는 순기능을 발휘할 수 있는 것이다^{[1],[2]}.

온열치료보다 안전하고 효과적으로 전자파를 이용하는 방법으로 마이크로파 영상장치가 있다. 마이크로파는 물리적 특성상 피부 깊숙이 침투할 수 있는 파장을 갖고 있지 않기 때문에 마이크로파의 세기를 적절히 조절하여 인체에 미치는 영향을 최소화한다면 이상적인 영상진단장치로 전혀 손색이 없

다고 말할 수 있다.

마이크로파를 이용하여 생체 조직을 영상화 하려는 시도는 이미 수 년전부터 진행되어 왔다^{[3]~[11]}. 특히 최근에는 마이크로파로 유방암을 진단하려는 시도가 진행되고 있다^{[8],[12],[13]}. 유방의 정상조직과 암조직 사이의 높은 전자기적 특성의 차이를 이용한 시도가 좋은 결과를 보이고 있다. 컴퓨터의 성능 향상과 새로운 영상복원법의 개발 및 계산 방법의 개선 등으로 마이크로파 진단장치는 더욱 정교해지고 또한 커다란 발전의 계기를 마련하게 되었다. 마이크로파 영상장치는 몸에 해로운 방사선을 사용하지 않기 때문에 개발이 완료된다면 새로운 진단장비로 각광을 받을 수 있을 것으로 기대된다. 또한 고가의 최첨단 진단장비인 자기공명영상(MRI)에 비해 비용이 저렴하고 특수 설계된 차폐 시설 또한 불필요하기 때문에 마이크로파 진단장치는 저렴한 비용으로 양질의 의료혜택을 제공할 수 있는 장점도 갖추고 있다.

본 논문에서는 전자파의 순기능 연구의 대표적인 연구대상으로 주목을 받고 있는 마이크로파 영상장치의 동향에 대해 다루어 보고자 한다.

II. 국내외 환경 및 동향

소득의 증가와 식생활의 변화로 우리 나라의 암 발생 경향은 서서히 서구화 되고 있는 추세이다. 그 대표적인 것이 여성의 유방암 발병율의 증가를 들 수 있다. 유방암은 서구여성들에서는 오래전부터 높

은 발생빈도를 차지하는 것으로 알려져 있다. 1994년 미국 국립암연구소 자료에 따르면 매년 거의 180,000명의 유방암 환자가 발생했고 약 44,000명이 유방암으로 사망하는 것으로 조사됐다. 또한 미국 여성 9명당 1명은 일생동안 유방암에 걸릴 확률이 있다고 하며 이는 조기 유방암의 발견률의 증가에 기인하는 것으로 생각된다.

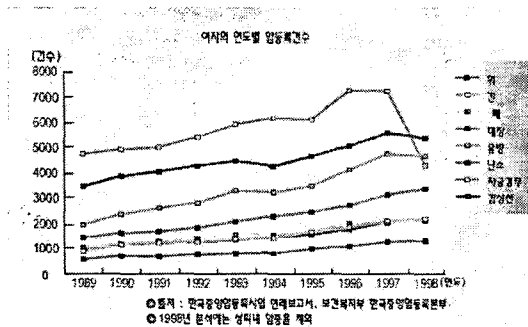
한국인 유방암의 통계를 보면 1998년 현재 여성의 암발생 비율은 위암(16.3%), 유방암(14.1%), 자궁경부암(상피내암 제외)(13.0%), 대장암(10.1%), 간암(6.5%) 순으로 나타나고 있다(그림 1 참조). 또한 호발연령이 주로 30대와 40대이며 생활양식의 서구화로 향후 10년, 20년 후는 더욱 많이 발생되리라 추측이 되며 그런 경우 조기발견의 노력이 더욱 필요하며 고위험인자에 대한 분석이 필요할 것으로 보인다.

유방암의 진단은 주로 자가진단법에 의해 처음 발견되는 경우이고 또한 의사의 유방진찰, 유방촬영, 세침흡입세포검사 등이 이용된다. 유방촬영법은 만져지기 전의 유방암의 조기발견에 유효하며, 석회화 영상을 보이는 장소에 철사세침을 꽂아 조직검사를 하면 상당수의 조기암을 발견할 수 있다. 유방 초음파 검사법은 단단한 혹인지 물혹인지를 감별하는데 사용된다. 유방암의 최종진단은 조직검사로 판



[그림 2] 유방암 진단장치 - 방사선(위쪽 그림) 및 초음파(아랫쪽 그림) 유방촬영장치

별한다. 유방암 진단을 위한 방사선 촬영장치와 초음파 영상장치를 [그림 2]에서 보여주고 있다.



[그림 1] 여성의 연도별 암등록 건수

Ⅲ. 마이크로파 영상장치

마이크로파를 이용하여 생체 조직을 영상화 하려는 시도가 수 년간 진행되어 왔다. 특히 최근에는 마이크로파로 유방암을 진단하려는 시도가 이루어지고 있다. 유방의 정상조직과 암조직 사이의 높은 전자기적 특성의 차이를 이용 한 시도가 좋은 결과를 보이고 있다. 컴퓨터의 성능 향상과 새로운 영상

복원법 (Image reconstruction method)의 개발 및 계산 방법의 개선 등으로 마이크로파 진단장치는 더욱 정교해지고 또한 커다란 발전의 계기를 마련하게 되었다.

마이크로파 영상은 보통 물이나 염화나트륨 수용액 속에 물체를 넣고 그 물체에 전달된 에너지를 측정하여 얻어진다. 이렇게 얻어진 측정값은 주로 대상 물체의 형태적 특성을 복원하는데 이용된다.

마이크로파 영상장치는 몸에 해로운 방사선을 사용하지 않기 때문에 개발이 완료된다면 새로운 진단장비로 각광을 받을 수 있을 것으로 기대된다.

3-1 영상복원 방식

영상복원 방식을 적용한 수학적 기법을 중심으로 정리하여 보았다.

- (1) 단극 안테나 배열법 (500~900 MHz 대역) - 물체 특징 분석에는 유한요소(Finite element)와 경계요소(Boundary element) 혼합방식을 사용함. 역산란 문제는 뉴튼-랩슨 반복 방식을 적용함. 배열 요소사이의 결합을 보정하기 위해 경험적으로 얻은 비활성 안테나 상쇄 모델을 영상 복원에 활용함^[3].
- (2) 반복기법으로 역산란 문제 (Inverse scattering problem)를 해결하여 대상물을 복원하는 방법 - 측정값과 계산값 사이의 좀 더 나은 일치율을 위해 물체 특징 분석과 수학적 방법을 이용한 수신 에너지 계산과 물질 특성에서 측정값을 정하기 위한 최적화 방법으로 이루어짐^[9].
- (3) 반사 산란법 - 대상 물체에 초광대역 펄스를 쏘이고 되돌아 오는 산란파를 기록함. 이것을 안테나 위치에 따라 반복함. 각각의 안테나와 고려중인 영역의 한 점 사이를 오가는 시간 지연을 계산하고 나서 각각의 안테나에 기록

된 시간 신호의 대응하는 부분을 더하게 됨. 영상복원에서는 땅속에 묻힌 물체를 탐지하는 장치의 원리를 적용함^[12,13].

- (4) Chirp CT (Computed Tomography) - 송수신 안테나 사이의 거리에 해당하는 신호의 주파수 구성요소를 이용하여 송신 안테나에서 수신 안테나로의 신호 이동을 직접 분리함. X선 CT의 복원 기법을 활용함^[14].
- (5) 2.45 GHz 마이크로파 카메라 - 32 x 32개의 소형 쌍극자로 이루어진 송수신 원뿔로 구성. 왜곡 본(Born) 반복 방식을 결합한 모우먼트 방식을 영상복원에 사용함^[15].
- (6) 2.45 GHz 안테나 배열법 - 물에 넣은 대상물을 32개의 2.45 GHz 안테나로 둘러쌌. 활성화된 안테나의 맞은 편에 있는 16개의 안테나에서 측정값을 얻음. 영상복원을 위해 고속 반복기법을 사용하고 역산란에 대해서는 뉴튼 반복기법을 사용함^[16].

IV. 마이크로파 영상 진단장치

유방의 정상조직과 암조직 사이의 높은 전자기적 특성때문에 유방은 마이크로파 영상의 주요 대상으로 활발한 연구가 진행 중에 있다. 여기에 소개된 마이크로파 영상 진단장치는 빠르고 환자에게 편안함을 주는 장치이다. 비선형성과 역산란 문제를 해결하기 위해 뉴튼-랩슨 방식을 기반으로 하는 혼합 방식을 사용하였고 수학적 모델과 실험값이 잘 일치하는 것을 볼 수 있었다. 소금 수용액 속에 담겨 있는 단극 안테나 배열 속에 유방을 위치시키고 다양한 주파수 범위에 대해 여러 위치의 유방 단면영상을 얻을 수 있었다.

아래 내용은 Dartmouth College의 Meaney 박사가 연구/개발한 유방암 진단용 마이크로파 진단장비^{[8]~[11]}를 중심으로 작성되었고 영상복원을 위한

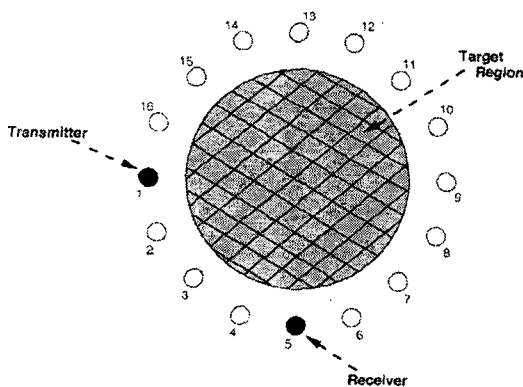
수학적 기법은 이곳에서 자세히 다루지는 않았다.

4.1 모델링 기법

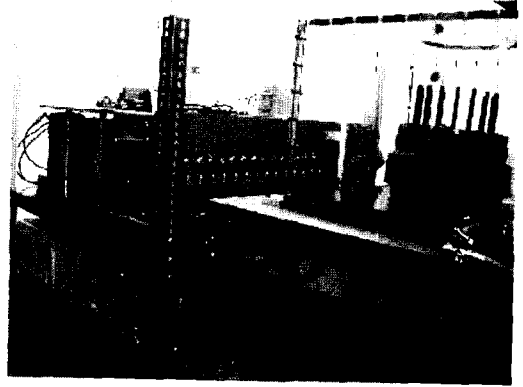
2차원 영상을 위한 신호원(Point source) 계산을 위해 단극안테나가 사용되었다. 수학적 모델링을 위해서 경계요소 기법과 유한요소 기법을 혼용한 혼합방식(Hybrid method)을 적용하였다. 이 기법에서는 경계조건에 대한 근사가 필요하지 않았다. 손실 결합 매질은 용기의 벽에 의해 산란된 신호를 감쇄시키는 역할을 했다. 역산란 문제를 해결하기 위해 뉴튼-랩슨 방식을 적용하였다. 배열 요소 사이의 결합을 보정하기 위해 경험적으로 얻은 비활성 안테나 상쇄 모델을 영상 복원에 적용하였다.

비활성 안테나의 보상은 진행모델에서 안테나 사이의 상호작용으로 표현될 수 있다. 실험 자료에 기초하여 상수값을 추론할 수 있다. 적용된 기술은 계산 모델과 가장 잘 일치하는 측정 배열을 기반으로 하였다. 안테나의 위치 및 배열은 [그림 3]에 나타났다. 수학적 영상구성 기법은 [9]에 자세히 다루어져 있다.

4.2 영상신호 수신 및 처리



[그림 3] 안테나 배열

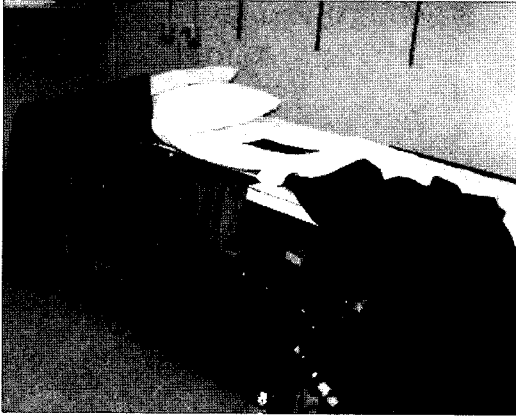


[그림 4] 유방암 진단을 위한 마이크로파 영상장치.
- 32채널 안테나 배열 및 영상처리 장치^[17]

영상획득 부분은 32채널의 고정 안테나를 사용하여 구성되었다 (그림 4 참조). 각각의 안테나는 송수신 기능을 함께 갖고 있으며 측정값의 양을 극대화하기 위해 채널당 분리는 120 dB로 전체적인 선형 동적 범위(Linear dynamic range)는 130 dB로 유지했다. 영상획득을 위한 안테나로 단극(Monopole) 안테나는 무손실 매질에서 작동할 때 바람직하지 않은 특성을 보이지만 손실 환경에서는 우수한 복사체로 취급될 수 있고, 또한 2차원 영상을 만드는데 선형 신호원(Line source)으로 취급할 수 있어서 효과적이다.

4.3 마이크로파 영상 진단장치

16개(32채널)의 안테나를 소금 수용액이 든 통속에 위치 시킨다 (그림 4 참조). 환자는 엎드린 자세로 가슴이 아래로 향하게 특수 제작된 침대에 눕는다. 침대에는 유방이 들어갈 수 있는 크기의 구멍이 뚫려 있고 그 아래에 진단용 안테나가 들어 있는 소금 수용액 통이 놓여있다(그림 5 참조). 진단용 안테나는 1 cm 간격으로 상하로 이동이 가능하게 설계



[그림 5] 유방암 진단을 위한 임상용 마이크로파 영상 진단장치^[17]

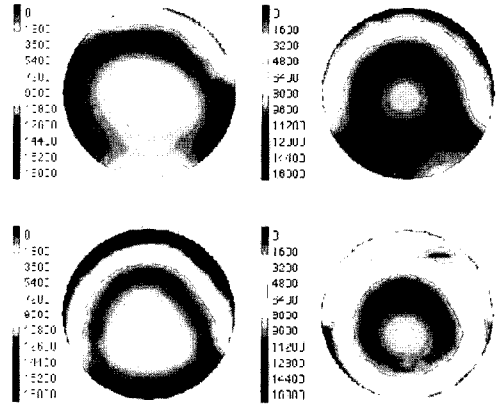
되어 있어서 유방의 위치별 단면 영상을 얻을 수 있다. [그림 5]는 환자 진단용으로 제작된 전체 진단장비의 모습을 보여주는 것으로 침대 중앙에 있는 구멍에 가슴을 위치시키게 된다.

4.4 영상 획득

소금 수용액(0.9%)을 사용 전날 준비하여 주위 온도와 평형을 이루도록 한다. 단면 영상을 얻는 시간은 대략 90초 정도 들지만 유방 전체에 대한 7장 정도의 영상을 얻는 시간은 안테나 위치이동 시간을 포함하여 대략 10~15분 정도 걸린다. 각각의 진단이 끝난 후 곧바로 소금 수용액만을 이용하여 교정 운전을 하며 얻어진 자료는 최종 영상복원에 이용한다.

4.5 결과 영상

마이크로파 진단장비를 이용하여 600 MHz에서 얻은 상대적 전도율(왼쪽)과 유전율(오른쪽)을 이용하여 1 cm 간격으로 얻은 유방의 단면영상 중 대표적인 영상을 [그림 6]에 나타내었다. 계시된 영상은



[그림 6] 600 MHz에서 상대적 전도율(왼쪽)과 유전율(오른쪽)을 이용한 유방의 단면영상^[18]

유방의 수직 위치에 대한 것으로 앞드린 자세에서 가장 높은 곳인 가슴부위에서 가장 낮은 부위인 젖꼭지쪽으로의 위치에 해당한다.

V. 결 론

마이크로파를 이용하여 생체 조직을 영상화 하려는 시도가 수 년간 진행되어 왔지만 아직도 연구수준에서 벗어나지는 못하고 있는 실정이다. 하지만 최근에는 마이크로파로 유방암을 진단하려는 시도가 가시적인 진전을 보이고 있다. 유방의 정상조직과 암조직 사이의 높은 전자기적 특성의 차이를 이용한 시도가 좋은 결과를 보이고 있는 것은 매우 고무적이라 할 수 있다. 컴퓨터의 성능 향상과 새로운 영상복원법의 개발 및 계산 방법의 개선 등으로 마이크로파 진단장치는 더욱 정교해지고 또한 커다란 발전의 계기를 마련하게 되었다. 마이크로파 영상장치는 몸에 해로운 방사선을 사용하지 않기 때문에 개발이 완료된다면 새로운 진단장비로 각광을 받을 수 있을 것으로 기대된다.

본 논문으로 인해 국내에서도 전자파의 순기능

연구에 대한 관심을 갖는 계기가 되고 특히 마이크로파 영상장치에 대한 논의가 활발히 진행되어 연구를 시작할 수 있기를 바란다. 이 분야의 본격적인 연구를 수행하기 위해서는 연구 인력의 양성 및 연구 재원의 확보 등 제반 여건이 성숙돼야 하겠다. 이와 같은 연구환경이 조성된다면 국제 수준의 연구개발 결과를 낼 수 있을 뿐만 아니라 마이크로파 영상기술 분야에서 세계 기술을 선도할 수 있는 역량은 충분하다고 생각한다.

끝으로 국내에서도 전자파의 순기능에 대한 논의와 연구가 활발히 진행되기를 기대한다.

참고문헌

- [1] 김명세, “고온 온열치료장치를 사용한 종양치료의 생물학적 원리”, 제3회 전자장의 생체영향에 관한 워크숍 논문집: pp. 47-55, 1999.
- [2] 추성실, “전자파를 이용한 온열장치의 특성”, 제3회 전자장의 생체영향에 관한 워크숍 논문집: pp. 56-61, 1999.
- [3] K. D. Paulsen and P. M. Meaney, “Nonactive antenna compensation for fixed-array microwave imaging--Part I: Model development”, *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 18, no. 6, pp. 496-507, Jun., 1999.
- [4] S. Y. Semenov, R. H. Svenson, A. E. Bulyshev, A. E. Souvorov, A. G. Nazarov, Y. E. Sizov, A. V. Pavlovsky, V. Y. Borisov, B. A. Voinov, G. I. Simonova, A. N. Starostin, V. G. Posukh, G. P. Tatsis and V. Y. Baranov, “Three-dimensional microwave tomography: experimental prototype of the system and vector born reconstruction method”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 8, pp 937-946, Aug., 1999.
- [5] A. Franchois, A. Joisel, C. Pichot and J. C. Bolomey, “Quantitative microwave imaging with a 2.45-GHz planar microwave camera”, *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 17, no. 4, pp. 550-561, Aug., 1998.
- [6] S. Y. Semenov, R. H. Svenson, A. E. Boulyshev, A. E. Souvorov, V. Y. Borisov, Y. Sizov, A. N. Starostin, K. R. Dezern, G. P. Tatsis and V. Y. Baranov, “Microwave tomography: two-dimensional system for biological imaging”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 9, pp. 869-877, Sep., 1996.
- [7] L. E. Larsen and J. H. Jacobi, *Medical Applications of Microwave Imaging*, *IEEE Press*, New York, 1986.
- [8] P. M. Meaney, M. W. Fanning, S. P. Poplack and K. D. Paulsen, “A clinical prototype for active Microwave imaging of the breast”, *IEEE Trans. MTT*, vol. 48, no. 11, pp. 1841-1853, 2000.
- [9] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, J. T. Chang, M. W. Fanning and A. Hartov, “Nonactive antenna compensation for fixed-array microwave imaging: Part II-Imaging results”, *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 18, no. 6, pp. 508-518, Jun., 1999.
- [10] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, A. Hartov and R. K. Crane, “Microwave imaging for tissue assessment: initial valuation in multitarget tissue-equivalent phantoms”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 9, pp. 878-890, Sep., 1996.
- [11] P. M. Meaney, K. D. Paulsen, A. Hartov and R. K. Crane, “An active microwave imaging system for reconstruction of 2-D electrical property distributions”, *IEEE Trans. Biomed.*

-
- Eng.*, vol. 42, no. 10, pp. 1017-1026, Oct., 1995.
- [12] S. C. Hagness, A. Taflove and J. E. Bridges, "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 12, pp. 1470-1479, Dec., 1998.
- [13] E. C. Fear and M. A. Stuchly, "Microwave detection of breast cancer", *IEEE Trans. MTT*, vol. 48, no. 11, pp. 1854-1863, 2000.
- [14] M. Miyakawa, "Tomographic measurement of temperature change in phantoms of the human body by chirp radar-type microwave computed tomography", *Med. Biol. Eng. Comput.* pp. S31-S36, 1993.
- [15] A. Franchois, A. Jiosel, C. Pichot, J. C. Bolomey, "Quantitative microwave imaging with a 2.45-GHz planar microwave camera", *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 18, pp. 550-561, Aug., 1998.
- [16] F. C. Chen and W. C. Chew, "Time-domain ultra-wideband microwave radar system", in *Proc IEEE Instrum. Meas. Conf.*, pp. 648-650, 1998.
- [17] Biomedical Computation Group at Dartmouth Homepage - Microwave Imaging System at <http://www.dartmouth.edu/~mfanning/>

≡ 필자소개 ≡

유 돈 식

한국전자통신연구원
무선방송기술연구소
전파기술연구부

이 형 수

한국전자통신연구원
무선방송기술연구소
전파기술연구부

최 형 도

한국전자통신연구원
무선방송기술연구소
전파기술연구부