

병렬 컴퓨팅을 이용한 패턴 탐색 알고리즘의 생체전자기 역문제의 적용

고 유리, 안 광옥, 정 현교
서울 대학교 전기 컴퓨터 공학부

Application of pattern search algorithm and parallel computation in bioelectromagnetic inverse problem

Yuri Koh, Kwang-Ok An, Hyun-Kyo Jung
School of electrical engineering and computer science, Seoul National University

Abstract - 생체전자기 역문제는 신체 외부에서 측정된 신호로부터 신체 내의 활동 전류원을 추정하기 위한 일종의 제한된 최적화 문제로써 목적함수가 수많은 국부 해를 가지며, 또한 미분이 항상 가능하지도 않다는 단점을 가진다. 따라서 본 논문에서는 구현이 단순하고, 미분 값을 필요로 하지 않는 패턴 탐색 알고리즘을 사용하고, 비교적 계산 시간이 많이 소요되는 탐색 과정을 병렬화 하는 방법을 제안하였다. 그리고 생체 전자기 역문제에 적용하여 기존의 방식보다 더 빠르고 정확한 해를 얻을 수 있었다.

1. 서 론

생체 전자기장(bioelectromagnetic field)은 사람의 심장, 뇌, 척수, 위 등으로부터 발생하는 전자기장을 측정 한 것으로, 신체 내부에서 일어나는 활동전류에 의해 비롯된 것이다. 이러한 생체 전자기장을 신체 기능 연구나 병의 진단에 사용하기 위해서는 활동 전류의 변화를 알아야 하나, 신체 내의 전류를 직접적으로 측정하는 것은 불가능하기 때문에, 역산(inverse)을 통해서 재구성하는 연구가 활발히 이루어지고 있고[1-5], 이를 생체 전자기 역문제라 한다.

우선, 역문제는 좁게 보면, 측정된 신호와 계산된 신호의 차를 최소로 하는 해를 찾는 제한된 최적화 문제에 해당되므로, 정확한 신호원을 찾기 위해서는 국부 해를 피하여 전역 해를 찾을 수 있는 최적화 알고리즘 개발이 필요하다. 최적화 알고리즘은 확률론적(stochastic)방법과 결정론적(deterministic)방법으로 구분된다. 이 중에서 GA(genetic algorithm)나 SA(simulated annealing)과 같은 확률론적 방식은 전역 해를 찾을 수는 있으나 수렴 속도가 느려서 계산 시간이 많이 소요되는 문제점이 있다. 반면, Newton방법이나 민감도법(sensitivity analysis)과 같은 결정론적 방법은 수렴 속도가 대단히 빠른 장점이 있으나, 실제 신호원 추정 문제에서는 목적함수가 수많은 국부 해들을 가지며 또한 미분이 항상 가능하지도 않는 단점이 있다.

생체 전자기 역문제의 근본 목적은 신체 내의 활동 전류원을 빠르고 정확하게 찾는 것이므로, 본 논문에서는 미분 값을 사용하지 않아 구현이 간단한 패턴 탐색 알고리즘(pattern search algorithm)을 생체 전자기 역문제에 적용하였다. 그리고 비교적 계산 시간이 오래 걸리는 탐색 과정을 병렬화 함으로써, 성능 향상을 얻을 수 있었다.

2. 패턴 탐색기법(Pattern Search Method)과 패턴 탐색의 병렬화

2.1 패턴 탐색 기법(Pattern Search Method)

패턴 탐색 기법이란, 최적해(최대값 또는 최소값)를 구하는 과정에 있어서 패턴이 존재한다는 가정 하에, 같은

유형을 한 번 더 이용하여 해를 탐색하는 기법이다[6-9]. 패턴 탐색 과정은 한번에 한 가지 변수만을 고려하는 탐험(exploratory) 이동과 탐험 이동에서 얻어진 여러 변수의 이동 규칙이 일시에 적용되는 패턴 이동의 결합에 의해 표현될 수 있다. 탐험 이동은 함수의 국부적인 경향을 시험해서, 함수의 일정한 변화 방향이 존재한다면 그 방향을 탐색해 내는 과정이므로, 탐험 이동은 변수의 개수만큼의 단계가 필요하다. 패턴 이동은 경사면을 따라서 더욱 급하게 변수의 값을 변화시킬 수 있도록 탐험 이동과정에서 나타난 방향 정보를 이용하여 탐색해 내는 과정으로 패턴 탐색에서만 독특하게 나타나는 과정이다.

패턴 이동을 서술하자면 다음과 같다. 탐색의 시작점인 $x^{(0)}$ 를 기저점으로 이용하여 탐험 이동을 시행한 결과를 $x^{(1)}$ 으로 표현된다고 하자. 그 다음 스텝에서는 탐험 이동의 방향정보인 $x^{(0)}-x^{(1)}$ 값을 이용하여 패턴이동을 시행하고 그 결과가 $x^{(2)}$ 로 나타난다. 이렇게 패턴이동을 한 결과까지 구해지면 전술한 과정이 반복 시행된다. 즉, $x^{(2)}$ 를 새로운 기저점으로 놓고 탐험 이동을 시행하여 $x^{(3)}$ 를 얻는다. 국소 최적점에 접근하여 탐험 이동이나 패턴 이동의 방향이 설정되지 않는 경우에는 감소 인자(reduction factor)를 이용하여 이동 간격을 줄이고 다시 단계별 패턴 탐색 과정을 반복하여 정확한 최적점을 찾으려 한다. 이동 간격이 주어진 종료 판단 범위 이내의 값을 가지게 되면 탐색과정을 중단한다. 패턴 탐색 기법의 전체적인 흐름은 그림 1과 같다.

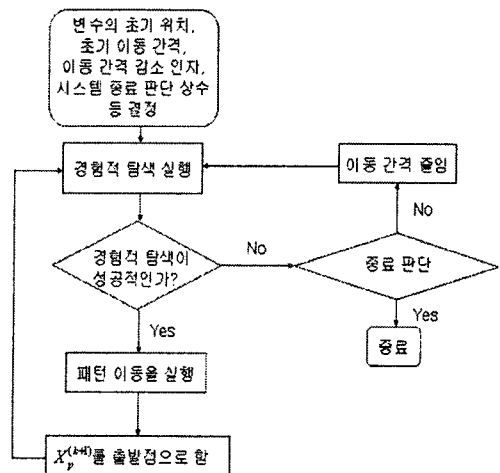


그림 1. 패턴 탐색 기법의 전체적 순서도

이와 같이 패턴 탐색 기법은 탐색 전략이 매우 단순하고 미분(gradient) 계산을 요구하지 않아 계산과정이 간단명료하며, 계산과정을 다단계의 병렬 연산으로 구현할 수 있다는 장점을 이용하여 병렬화에 적합하다.

2.2 패턴 탐색의 병렬화

패턴 탐색 기법 중 비교적 계산 시간이 오래 걸리는 탐색 과정을 병렬화 하였다. 본 논문에서 제안한 패턴 탐색 알고리즘을 병렬화 시키는 기법은 그림 2와 같이 나타낼 수 있다. 변수 3 개를 가지는 3 차원 문제를 푼다고 가정했을 때, 변수의 가짓수만큼 3 단계의 패턴 탐색 과정을 병렬화 시킬 수 있다. 우선, 메인 프로세스(main process)에서 초기 변수 값을 MPLSEND()를 이용하여 3개의 프로세스에 전달하고, 각각의 프로세스의 동작이 끝난 후 결과를 MPLRECEIVE()를 이용해서 수집하는 과정을 되풀이한다. 이와 같은 방법으로 병렬화를 시킬 때 유의해야할 점은 3개의 프로세스의 동작이 모두 완료된 시점에서 다음 단계 iteration으로 넘어가야 한다는 것이다.

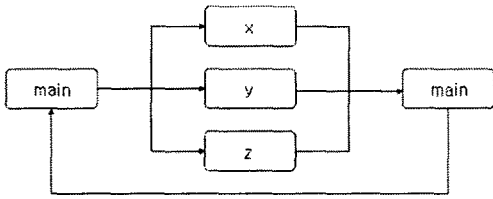


그림 2. 3차원 문제에서의 패턴 탐색 기법을 병렬화 시킨 예

3. 생체전자기 역문제에의 적용

3.1 생체전자기 역문제

생체전자기 역문제의 하나인 뇌자도 신호원 추정에 병렬화된 패턴 탐색 기법을 적용해 보았다. 뇌자도 신호원 추정이란, 머리 외부에서 초전도양자간섭소자인 SQUID(Superconducting QUantum Interference Device) 센서를 이용하여 측정된 자기장 값으로 뇌 내부의 전기적 신호원을 찾아나가는 과정이다. 역문제의 해법은 그림 3에서 보는바와 같이 입력된 초기 정보를 바탕으로 정문제를 풀어서 계산결과와 측정결과를 비교하여, 계산한 목적 값이 정해 놓은 기준 만큼 작지 않으면 다시 초기값을 수정하여 원하는 목적 값이 나올 때 까지 정문제를 푸는 과정을 되풀이하게 된다.

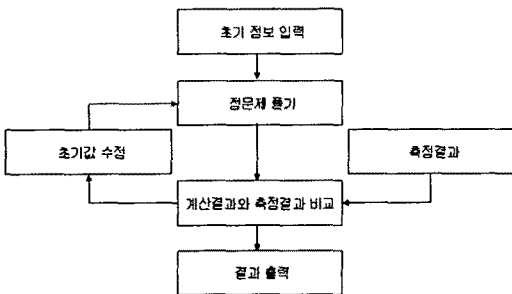


그림 3. 역문제 해법 과정

임의의 전류 쌍극자 모멘트(Current dipole moment)에 의해 유발된 자기장은 Biot-Savart의 법칙을 이용하여 식 1과 같이 계산할 수 있다.

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{\vec{Q} \times (\vec{r} - \vec{r}_0)}{|\vec{r} - \vec{r}_0|^3} \quad (1)$$

\vec{Q} 는 전류 쌍극자 모멘트 벡터,

\vec{r} 은 센서의 위치 벡터,

\vec{r}_0 는 쌍극자의 위치 벡터,

B 는 센서에서 측정된 자기장 값이다.

최적화 알고리즘을 적용하기 위한 목적함수는 식 2와 같이 각 센서의 위치에서 측정된 자기장 값과 복원된 쌍극자 분포로부터 계산한 자기장 값의 차이로 정의된다.

$$f = |B_m - B_c|^2 \quad (2)$$

여기서 f 는 목적함수, B_m 은 측정된 자기장의 값, B_c 는 계산으로 얻어진 자기장의 값이다.

3.2 시뮬레이션(Simulation) 결과

본 논문에서 제안한 방법을 시뮬레이션으로 검증해보았다. 실제 뇌의 어느 부분에서 신호가 발생하는가 하는 것은 알 수 있는 방법이 없기 때문에, 생체전자기 역문제의 알고리즘의 검증은 실험적으로 검증하기는 매우 어렵다. 따라서 생체전자기 역문제의 검증을 위해서 주로 인위적으로 가정한 전류쌍극자(dipole)에 의해 시뮬레이션을 한 측정치에 적당한 크기의 잡음을 섞은 것을 다시 역산하여 이를 비교하는 방법으로 검증한다. 시뮬레이션은 전류쌍극자 하나인 경우에 대해서 행하였다. 검증에 사용한 뇌자도 시스템은 그림 4에 나타난 것과 같다.



그림 4. 시뮬레이션에 사용된 148 채널 SQUID magnetometer로 이루어진 MEG system

이 뇌자도 system은 초전도 센서인 SQUID magnetometer로 이뤄진 148 채널(channel)의 MEG(magnetoencephalography) system이다. 최적화 알고리즘을 적용하기 위한 목적함수는 위에서 언급한 바와 같이, 각 센서의 위치에서 측정된 자기장 값과 복원된 쌍극자 분포로부터 계산한 자기장 값의 차이로 정의되기 때문에 최소값을 구하고자 하는 것이다. (1,1,1)을 정해로 하는 역문제를 푼 결과의 대표적인 3가지 경우를 표 1에서와 같이 나타냈다. x_e, y_e, z_e 의 값이 모두 양수인 경우, 두 개의 값이 음수인 경우, 모두 음수인 경우로 하여 임의의 3점을 골랐다. 정해진 값(정해)과 추정되어진 값의 오차는 식 3과 같이 계산하였다:

$$error = \sqrt{(x_e - x_i)^2 + (y_e - y_i)^2 + (z_e - z_i)^2} \quad (3)$$

이때 x_e, y_e, z_e 은 계산 후에 추정 되어진 위치를 말하고, x_i, y_i, z_i 은 기준에 결정한 정해(exact solution)를 나

타낸다. 3경우에 대한 평균 오차는 표 2에서와 같이 0.0033의 매우 작은 값을 가짐을 확인 할 수 있었다. 그리고 제안한 패턴 탐색 기법을 병렬화 하여 소요 시간을 측정해 보았다. 제안한 병렬 컴퓨팅을 역문제에 적용한 결과 소요 시간이 기존의 역문제를 풀었을 때 보다 대략 3배의 성능 향상을 볼 수 있었다.

표 1. 전류원이 하나인 경우의 문제에서의 정해진 초기위치

	Initial position		
	x [mm]	y[mm]	z[mm]
case 1	5	8	-10
case 2	-30	20	-10
case 3	-44	-5	-27

표 2. 전류원이 하나인 경우에서의 추정된 결과 및 오차

	Estimated position			
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Error [mm]
case 1	1.0024	1.0013	1.0025	0.0037
case 2	0.9971	0.9994	1.0006	0.0030
case 3	1.0032	0.9995	0.9996	0.0032

4. 결 론

뇌로부터 측정된 신호와 계산된 신호의 차를 최소화 하는 해를 구하여 뇌의 특정 위치를 추정하는 최적화 문제인 생체전자기 역문제는 많은 국소 최적점을 갖고 목적함수를 구하는데 많은 시간이 소모된다는 단점을 가지고 있다. 따라서 본 논문에서는 탐색 전략이 매우 단순하고 계산과정이 간단한 패턴 탐색 알고리즘과 계산시간을 단축할 수 있는 병렬 컴퓨팅을 이용한 기법을 제안하였다. 제안한 병렬 컴퓨팅을 이용한 패턴 탐색 알고리즘을 생체 전자기 역문제에 적용하여 더 빠르고 정확한 해를 얻을 수 있음을 확인할 수 있었다.

[참 고 문 헌]

- [1] M. S. Hamalainen et al., "Magnetoencephalography. Theory, instrumentation and applications to the noninvasive study of human brain function," *Rev. Mod. Phys.*, vol. 65, pp. 413-497, 1993.
- [2] K. Uutela, M. Hamalainen, and R. Salmelin, "Global optimization in the localization of neuromagnetic sources," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp. 716-723, June 1998.
- [3] J. C. de Munck, B. W. van Dijk, and H. Spekreijse, "Mathematical dipoles are adequate to describe realistic generators of human brain activity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 960-966, Nov. 1988.
- [4] Kwang-Ok An, Chang-Hwan Im, Hyun-Kyo Jung, Yong-Ho Lee, Hyukchan Kwon, "Novel Multi-dipole Searching Technique for MEG Source Localization" *IEEE Trans. Magn.*, vol. 40, no. 2, pp. 627-630, March 2004.
- [5] Chang-Hwan Im, Hyun-Kyo Jung, Yong-Ho Lee, Hyukchan Kwon, "Source Space Localization Technique for Magnetoencephalography(MEG) Source Reconstruction", *Int. J. Appl. Electrom.*, vol. 19, pp. 29-36, 2004.
- [6] P. Alberto, F. Nogueira, H. Rocha, and L. N. Vicente, "Pattern Search Methods for User-Provided Points: Application to Molecular Geometry Problems", *SIAM Journal on Optimization*, no.14, pp.1216-1236, 2004
- [7] P. Alberto, F. Nogueira, H. Rocha, and L. N. Vicente, "Pattern search methods for user-provided points", In *Proceedings of the 2001 International Conference on Computational Science(ICCS 2001)*, vol. 2074 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 95-98, San Francisco, 2001
- [8] M. H. Wright, "Direct search methods: Once scorned, now respectable", In D.F. Griffiths and G. A. Waston, editors, *Proceedings of the 1995 Dundee Biennial Conference in Numerical Analysis*, Addison-Wesley, reading, MA and Longman, Harlow, UK, 1996
- [9] V. Torczon, "On the convergence of pattern search algorithms", *SIAM J.Optim.*, vol. 7, pp. 1-25, 1997