

낮은 연산 복잡도를 지니는 초음파 혈관 패턴 영상 알고리즘

An Ultrasonic Vessel-Pattern Imaging Algorithm with Low Computational Complexity

엄지용^{*,★}

Ji-Yong Um^{*,★}

Abstract

This paper proposes an ultrasound vessel-pattern imaging algorithm with low computational complexity. The proposed imaging algorithm reconstructs blood-vessel patterns by only detecting blood flow, and can be applied to a real-time signal processing hardware that extracts an ultrasonic finger-vessel pattern. Unlike a blood-flow imaging mode of typical ultrasound medical imaging device, the proposed imaging algorithm only reconstructs a presence of blood flow as an image. That is, since the proposed algorithm does not use an I/Q demodulation and detects a presence of blood flow by accumulating an absolute value of the clutter-filter output, a structure of the algorithm is relatively simple. To verify a complexity of the proposed algorithm, a simulation model for finger vessel was implemented using Field-II program. Through the behavioral simulation, it was confirmed that the processing time of the proposed algorithm is around 54 times less than that of the typical color-flow mode. Considering the required main building blocks and the amount of computation, the proposed algorithm is simple to implement in hardware such as an FPGA and an ASIC.

요약

본 논문은 낮은 연산 복잡도를 지니는 초음파 혈관 패턴 영상 알고리즘을 제안한다. 제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘은 혈류의 흐름만 감지하여 혈관 패턴을 영상화하는 알고리즘이며 손가락 혈관의 패턴 영상을 추출하는 실시간 신호처리 하드웨어에 적용할 수 있다. 기존의 초음파 의료영상장비의 혈류영상 모드와 달리 제안하는 알고리즘은 혈류의 흐름만 감지하여 영상으로 복원한다. 즉, 제안하는 영상 알고리즘은 I/Q 복조를 사용하지 않으며 클러터 필터의 출력 신호의 절대 값을 누적하는 방식으로 혈류 흐름의 유무를 검출하기 때문에, 알고리즘의 구조가 비교적 간단하다. 제안하는 영상 알고리즘의 복잡도를 검증하기 위해, Field-II 프로그램을 이용하여 손가락 혈관을 모사하는 시뮬레이션 모델을 구현하였다. 행위모사 시뮬레이션을 통해, 제안하는 알고리즘의 연산시간이 일반적인 color-flow 모드보다 약 54배 작은 것으로 확인되었다. 제안하는 영상 알고리즘에서 요구되는 주요 구성 블록과 연산량을 고려할 때, 제안하는 알고리즘은 FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어에 구현되기에 용이하다.

Key words : Ultrasound, vessel-pattern imaging, finger vessel, hardware description language, sensor module

* Dept. of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of Technology

★ Corresponding author

E-mail : jyum@kumoh.ac.kr, Tel : +82-54-478-7783

※ Acknowledgment

This research was supported by Kumoh National Institute of Technology (2021).

Manuscript received Jan. 27, 2022; revised Mar. 21, 2022; accepted Mar. 22, 2022.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1. 서론

최근 핀테크(FinTech)에 적용하기 위한 다양한 생체 인증 기법이 연구 및 개발되고 있다. 상용화된 주요 생체 인증 기법은 지문, 홍채, 손가락 등으로부터 인체 정보를 획득한다[1]. 각 생체 인증 방식은 응용 분야의 특성과 위변조 내성에 대한 요구 조건 등에 따라 선별적으로 사용된다.

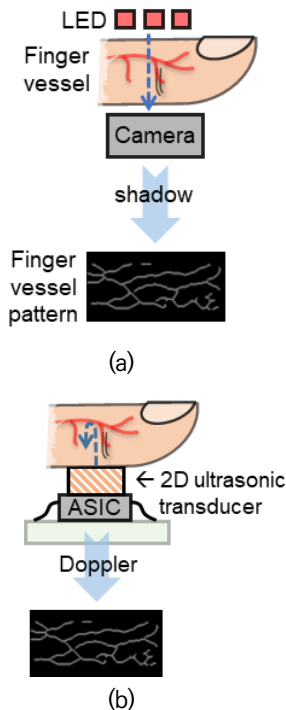


Fig. 1. Finger vessel-pattern sensor
 (a) optical sensor (b) ultrasonic sensor.
 그림 1. 손가락 혈관 패턴 센서 (a) 광 센서 (b) 초음파 센서

Table 1. Comparison of finger vessel-pattern sensor.

표 1. 손가락 혈관 패턴 센서 비교

	Optical sensor	Ultrasonic sensor
Concept	Reconstruction of image with shadow of transmitted light	Reconstruction of image with ultrasonic echo
Merit	Easy to capture	Compact sensor module
Demerit	- Bulky hardware - Huge power	- Complicated assembly - Real-time processing for 2D array

기존의 생체 인증 방식 중, 손가락으로부터 생체 정보를 획득하는 방식은 크게 지문 인식과 혈관 패턴 인식으로 구분된다. 지문 인식은 상용화되어 스마트폰 등의 다양한 휴대용 단말기에서 사용되고 있으나, 위변조에 대

한 안정성이 비교적 낮다. 따라서 간단한 개인 인증에는 쉽게 적용할 수 있지만, 높은 보안 안정도가 요구되는 응용에서는 사용되기 어려운 단점을 지닌다[1].

반면에 손가락 혈관 패턴 인증 방식은 손가락에서 혈류 흐름이 존재하지 않을 경우 혈관 패턴을 획득할 수 없기 때문에, 지문 방식에 비해 상대적으로 위변조에 대한 보안 안정성이 높다. 기존의 손가락 혈관 패턴 인증 방식은 그림 1(a)와 같이 발광부의 빛을 손가락에 투과하여 카메라 영상을 획득하는 과정을 필요로 한다. 이 방식은 빛에 대한 제어가 필수적이며, 빛을 차폐하기 위한 별도의 기구 설계가 필요하다. 또한 빛 차폐 기구의 공간과 카메라의 화각을 확보해야 하기 때문에, 기구의 광 센서 모듈의 크기가 비교적 크며, 전력 소모가 많다. 이로 인해 손가락 혈관 패턴 인증 방식은 휴대용 단말기에서 사용되지 못하며, 주로 시설의 입/출입 관리에 주로 사용되고 있다[1].

최근 초음파를 이용한 손가락 혈관 패턴 센서에 대한 연구 및 개발이 이루어지고 있다[2, 3]. 초음파 혈관 패턴 센서 모듈은 기존의 광 센서 모듈과 달리 비교적 소형으로 하드웨어 어셈블리(assembly) 구현이 가능하다. 즉, 그림 1(b)와 같이, 2차원 배열의 초음파 트랜스듀서와 application specific integrated circuit(ASIC)을 결합할 경우, 비교적 소형으로 모듈이 구현된다. 표 1에서 제시한 바와 같이, 초음파 센서의 경우, 2차원 배열 트랜스듀서와 ASIC 간의 결합(bonding)이 쉽지 않고, 2차원 배열로부터 획득되는 초음파 반향 신호의 데이터량이 매우 많기 때문에, 실시간으로 초음파 반향 신호를 처리하여 혈관 패턴을 추출하는 하드웨어의 설계가 필수적이다.

본 논문은 초음파를 이용하여 혈관 패턴을 추출하는 영상 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 기존의 초음파 장비의 혈류영상 모드와 달리 혈류의 유무만 감지하여 혈관 패턴 영상으로 복원한다. 제안하는 영상 알고리즘은 I/Q 복조(demodulation)를 사용하지 않으며, 앙상블(ensemble)에 대한 클러터 필터(clutter filter)의 출력을 모니터링하여 혈류의 유무를 감지한다. 기존의 혈류영상 모드와 비교할 때, 제안하는 알고리즘의 구조는 비교적 간단하며, 하드웨어로 구현되기에 용이하다. 제안하는 알고리즘을 검증하기 위해, Field-II 프로그램을 이용하여 시뮬레이션 모델을 구현하였으며, 제안하는 알고리즘은 일반적인 혈류영상 모드(color-flow mode)보다 연산시간이 약 54배 작다.

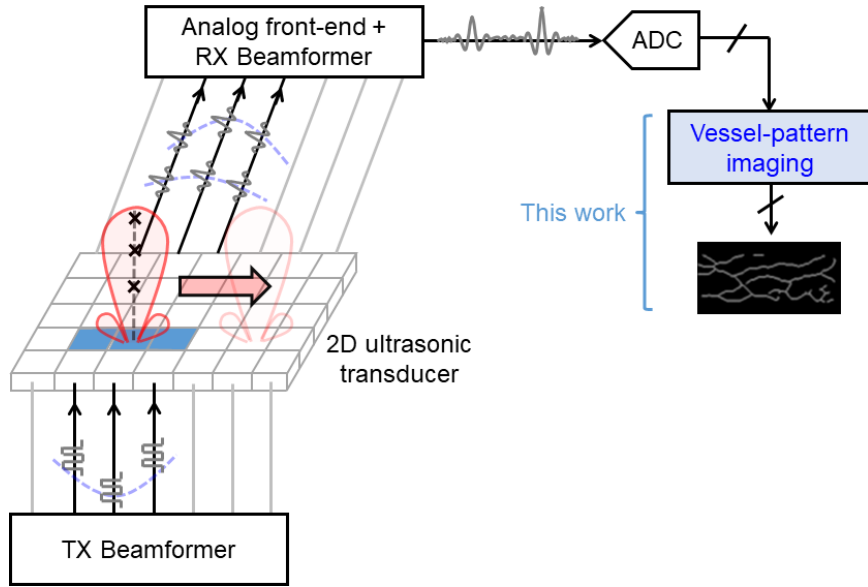


Fig. 2. Architecture of ultrasonic vessel-pattern sensor.
그림 2. 초음파 혈관 패턴 센서의 구조

II. 본론

1. 초음파 혈관 패턴 센서의 구조

초음파를 이용한 혈관 패턴 센서는 기본적으로 3차원 볼륨 스캐닝(volume scanning)을 수행하여 혈관 패턴에 대한 영상을 획득한다. 초음파 볼륨 스캐닝은 다양한 방식으로 구현될 수 있다. 즉, 단일 트랜스듀서 소자를 기계적으로 이동 및 스캐닝하는 방식, 1차원 트랜스듀서를 이용하여 전자적(electronic) 및 기계적 스캐닝을 수행하는 방식, 2차원 배열 트랜스듀서를 이용한 전자적인 스캐닝(electronic scanning) 방식이 있다. 단일 트랜스듀서 소자를 이용한 기계적 스캐닝은 초음파 송수신에 대한 신호처리가 비교적 간단하지만, 초음파 영상을 획득하고자 하는 영역(Region of Interest, ROI)의 모든 좌표에 대해서 기계적인 좌표 설정 및 스캐닝을 수행해야 하기 때문에, 영상 복원에 많은 시간이 소요되며, 센서 기구의 하드웨어 크기도 비교적 크다[4]. 따라서 개념의 검증(proof-of-concept) 목적으로는 단일 트랜스듀서를 이용한 혈관 패턴 획득은 가능하지만, 상기 방식은 실제 혈관 패턴의 응용에 적용하기에는 어려움이 있다.

최근에는 소형 센서 모듈의 구현을 목적으로 2차원 배열 트랜스듀서 기반의 초음파 혈관 패턴 센서에 대한 연구가 이루어지고 있다[2, 3]. 해당 연구[2, 3]는 볼륨 스캐닝을 수행한 후, 3차원 또는 2차원 C-mode 영상을 복원할 수 있다. 또한, 2차원 배열 초음파 트랜스듀서는 가로 및 세로 방향에 대해서 수십 개의 초음파 트랜스듀서 소자를 지닌다. 이에 따라 2차원 배열 초음파 트랜스

듀서를 구성하는 트랜스듀서 소자의 개수는 보통 1000 개 이상으로 구성된다. 각 트랜스듀서 소자에서 발생하는 초음파 반향신호를 모두 디지털 신호로 변환하여 신호처리 단으로 전송하고자 할 경우, 전송되는 데이터의 량과 전송선의 대역폭이 매우 커진다. 따라서 대부분의 2차원 배열 초음파 트랜스듀서는 sub-array 빔포밍 기술 및 전송선의 대역폭을 줄이기 위한 기술을 포함하는 전용 ASIC과 함께 사용된다[5, 6].

본 연구는 개념적으로 그림 1(b) 형태의 초음파 센서 모듈 어셈블리(assembly)를 고려한다. 즉, 2차원 배열 초음파 트랜스듀서와 ASIC이 결합된 형태이며, 초음파 트랜스듀서 소자 1개와 ASIC 내의 단위 회로 1개의 pixel-pitch-matched 형태로 연결되는 구조를 고려한다. 이를 구현하기 위한 블록도는 그림 2에서 제시한다. 초음파 혈관 패턴 센서는 2차원 배열 초음파 트랜스듀서, 초음파 송신 빔포머(TX beamformer), 아날로그 수신 단(analog front-end), 수신 빔포머(RX beamformer), 아날로그-디지털 변환기(analog-to-digital converter, ADC), 혈관 패턴 영상 처리부(vessel-pattern imaging)로 구성된다. 2차원 배열 초음파 트랜스듀서를 제외한 나머지 블록은 모두 단일 ASIC 내에 구현이 가능하다. 트랜스듀서와 인접한 회로 블록과 ADC 회로는 아날로그 회로에 속하며, 혈관 패턴 영상 처리부는 HDL(hardware description language)로 구현되는 디지털 회로에 해당한다. 본 연구는 ASIC 내에 구현 가능한 혈관 패턴 영상 처리부를 제안한다.

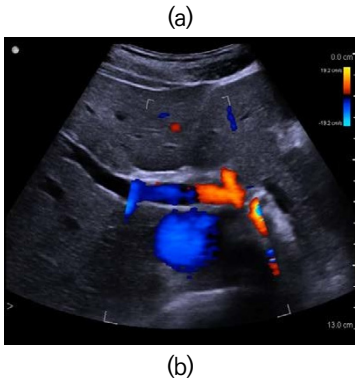
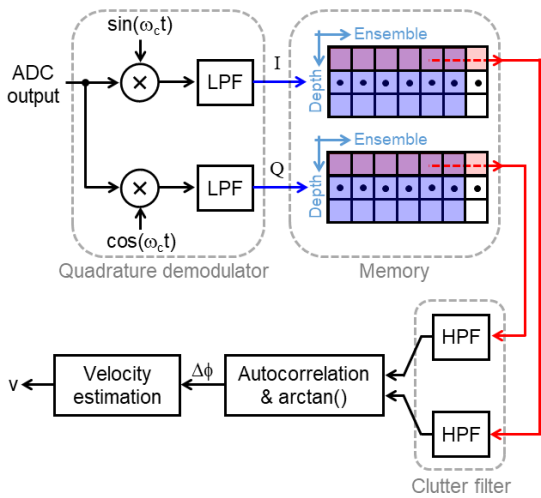


Fig. 3. Conventional color-flow imaging algorithm in medical ultrasound imaging device (a) block diagram (b) ultrasound image.
 그림 3. 의료 초음파 영상 기기의 컬러-플로우 영상 알고리즘 (a) 블록도 (b) 초음파 영상

2. 제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘

초음파를 이용하여 혈류 및 혈관을 영상을 복원하는 기존의 방식은 대부분 의료 초음파 기기의 알고리즘에 해당한다[7]. 그림 3은 대표적인 혈류 영상 알고리즘 중, 컬러-플로우(color-flow) 영상 알고리즘의 블록도[7]와 복원된 영상[8]을 나타낸다. 의료 초음파에서 혈류 영상 모드는 혈류의 속도와 방향을 컬러맵(colormap)으로 복원한다.

기존 의료 초음파의 혈류 영상 알고리즘은 기본적으로 I/Q(또는 quadrature) 복조를 사용한다. 즉, 혈류의 방향을 감지하기 위해서는 위상의 변화를 관측해야 하며, 이를 위해 90도의 위상 차이를 지니는 sine 함수와 cosine 함수를 이용한 복조를 수행한다. 해당 I/Q 복조를 수행하면, in-phase 신호(I)와 quadrature-phase 신호(Q)가 발생하며, 각각의 신호를 first-in-first-out (FIFO) 메모리에 저장한다. 그림 3(a)의 FIFO 메모리의 세로 방향은 스캔라인(scanline)의 깊이(depth) 방향에

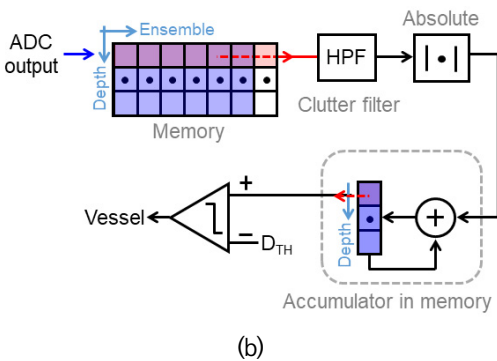
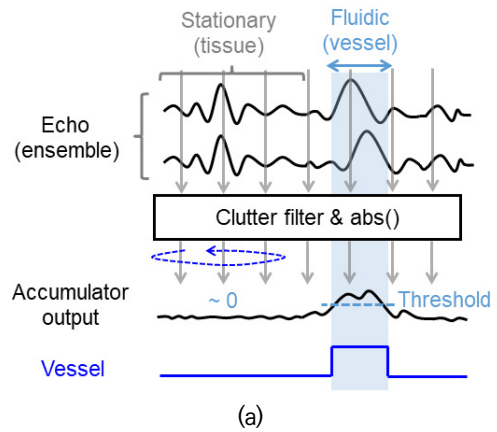


Fig. 4. Proposed vessel-pattern imaging algorithm (a) concept (b) block diagram.

그림 4. 제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘 (a) 개념 (b) 블록도

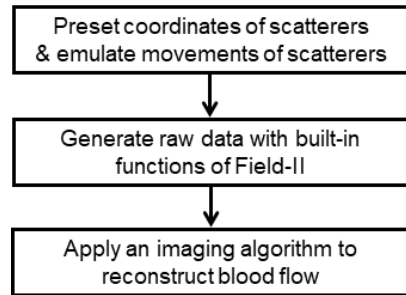


Fig. 5. Proposed simulation model of vessel pattern imaging algorithm.

그림 5. 제안하는 혈관 패턴 알고리즘의 시뮬레이션 모델

해당하며, 메모리의 가로 방향은 앙상블에 해당한다. FIFO 메모리에 데이터가 충분히 저장되면, 각 깊이 (focal depth)에 대한 앙상블 신호를 read-out하여 클러터 필터에 인가하여 혈류 이외의 저주파 잡음을 제거한다. 해당 필터의 출력 신호는 autocorrelation 연산과 arctan 연산을 수행하여 최종적으로 혈류 속도에 대한 정보를 복원한다.

기존의 컬러-플로우 영상 알고리즘을 통해 복원된 혈류 컬러 영상에 추가적인 영상처리를 수행하면 혈관 패턴 영상을 획득할 수 있다. 하지만 컬러-플로우 영상 알

고리즘을 ASIC에 구현할 경우, I/Q 채널에 대한 FIFO 메모리, 복조를 위한 정현파 신호를 저장하기 위한 LUT (look-up-table), autocorrelation 연산의 구현, arctan 구현을 위한 LUT, 혈류 속도 연산을 위한 수식 구현 등을 HDL로 구현해야 한다. 상기 기능은 모두 HDL로 구현할 경우, 비교적 많은 량의 하드웨어 자원(resource)을 사용하게 된다. 또한, 혈관 패턴 이외에 혈류의 속도와 방향 정보는 본 연구에서 다루는 초음파 센서 모듈에 불필요한 정보이기 때문에, 혈류의 유무를 검출하는 알고리즘이 개발될 경우, 초음파 혈관 패턴 센서에 특화되어 사용될 수 있다.

그림 4는 제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘의 개념도와 블록도를 제시한다. 클러터 필터는 일반적으로 앙상블 신호에 적용하는 고역통과필터이다. 따라서 클러터 필터는 비교적 정적인 신체조직 또는 클러터로부터 발생된 신호를 거의 모두 제거한다. 반면에 유체의 흐름이 있는 영역, 즉 임의의 동적인 산란체가 존재하는 신체 조직으로부터 발생된 앙상블 신호에 대한 클러터 필터의 출력은 임의의 교류 성분에 해당한다. 따라서 클러터 필터의 출력 신호가 특정 크기 이상의 교류 성분을 지닐 경우, 혈류가 존재한다고 판정하고, 최종적으로 논리 값 1 또는 0의 형태로 혈류의 유무를 판정하여 영상화하는 개념을 본 연구에서는 제안한다.

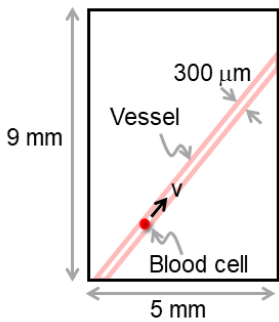


Fig. 6. Virtual phantom model of simulation.
그림 6. 시뮬레이션을 위한 가상의 팬텀 모형

제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘은 그림 4(b)의 블록도를 이용하여 구현될 수 있다. 혈류의 유무를 판정하기 때문에 I/Q 복조를 수행하지 않고, RF(radio frequency) 신호만을 이용해 무방하다. 따라서 사용하는 RF 신호를 저장하기 위한 FIFO의 개수는 개념적으로 1개이다. FIFO의 구조는 전형적인 컬러-플로우 영상 알고리즘(그림 3(a))의 메모리 구조와 개념적으로 동일하다. 각 깊이(focal depth)에 대한 앙상블 신호를 클러터 필터에 인가한 후, 절대값 연산 및 누적(accumulation)을 통해

Table 2. Simulation parameters.

표 2. 시뮬레이션 파라미터

Parameters	Values
Center frequency	10 MHz
Radius of blood vessel	0.15 mm
Fluidic velocity	10 cm/s
Doppler angle	60o
Rayleigh scattering ratio between blood to stationary tissue	0.1
Scatterers per cubic wavelength	10
Number of ensemble	1000
Pulse repetition frequency	10 kHz

교류 성분의 진폭을 증폭한다. 해당 블록도의 기본 개념은 초음파 영상을 사용하지 않고 range-gate의 위치를 추적하는 기법[9]과 유사하다. 하지만 [9]의 range-gate

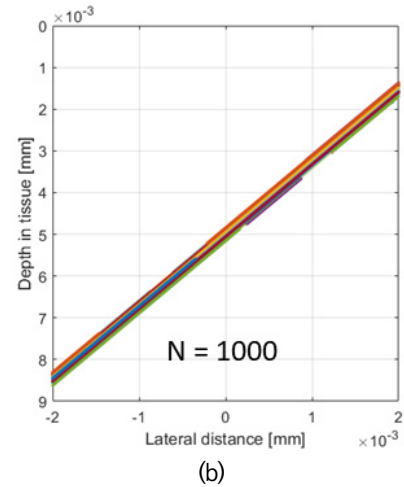
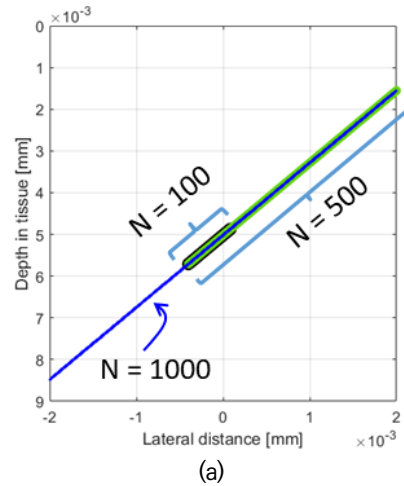


Fig. 7. Scattering plot of scatterers in simulation
(a) single scatterer (b) 44 scatterers.
그림 7. 산란체의 분포 시뮬레이션 (a) 단일 산란체 (b) 44개의 산란체

자동 추적 기법은 1차 FIR(finite impulse response)를 사용하기 때문에 클러터 성분을 제거하는 능력이 비교적 충분하지 않다. 반면에 제안하는 알고리즘은 3차 이상의 고차(high order) IIR(infinite impulse response) 필터를 사용하기 때문에 클러터 및 저주파 잡음에 대한 제거 능력이 높다. 기존의 [9]의 기법과 비교할 때, 제안하는 혈류 패턴 영상 기법은 향상된 혈류 추출 능력을 지닌다.

3. 제안하는 시뮬레이션 모델

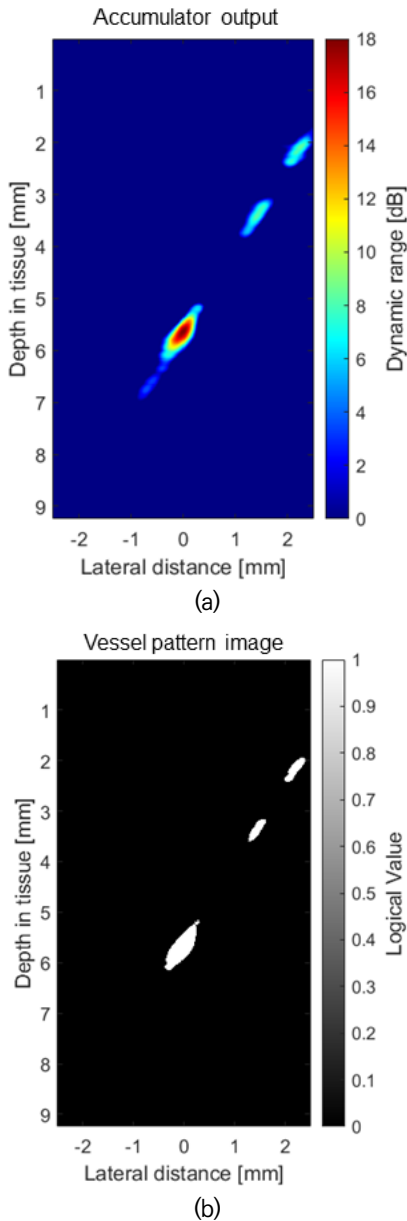


Fig. 8. Simulation results using 100 ensembles
 (a) accumulator output (b) vessel pattern image.
 그림 8. 100개의 앙상블을 이용한 시뮬레이션 결과
 (a) 누적기 출력 (b) 혈관 패턴 영상

제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘의 검증을 위해, 본 연구에서는 시뮬레이션 모델을 제안한다. 제안하는 시뮬레이션 모델의 개념도는 그림 5와 같다. 우선 시뮬레이션을 위한 가상의 팬텀 모형의 크기와 혈관의 위치를 설정한 후, 산란체(scatterer)의 좌표를 혈관 영역 내에 설정한다. 산란체는 적혈구를 모사(emulation)하며, 미리 설정한 혈류의 속도에 대응하는 산란체의 움직임을 모사한다. Field-II 프로그램[10]을 이용하여 PRF(pulse repetition frequency)의 주기 단위로 각 산란체에 의한 반향신호의 raw data를 획득한다. 획득한 raw data를 제안하는 알고리즘의 입력 데이터로 사용하여, 최종적으로 복원된 초음파 혈관 패턴 영상을 획득한다.

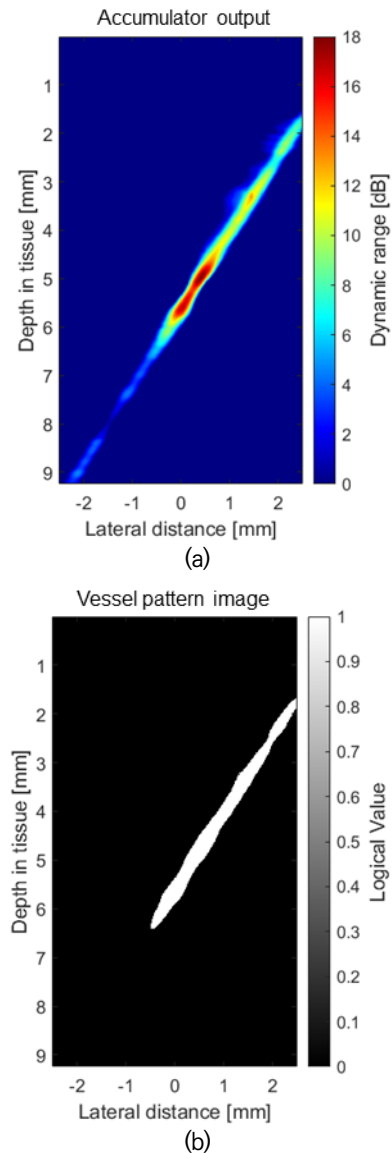


Fig. 9. Simulation results using 500 ensembles
 (a) accumulator output (b) vessel pattern image.
 그림 9. 500개의 앙상블을 이용한 시뮬레이션 결과
 (a) 누적기 출력 (b) 혈관 패턴 영상

본 연구의 시뮬레이션 모델에 사용된 가상의 팬텀 모형은 그림 6과 같다. 해당 모형의 가로 및 세로 길이는 각각 5 mm와 9 mm이며, 혈관의 두께는 0.3 mm로 설정한다. 해당 모형은 손가락의 혈관을 모사한다. 시뮬레이션에 사용된 주요 파라미터의 값은 표 2에서 제시한다. 초음파 중심 주파수는 10 MHz이며, 혈류의 속도는 10 cm/s로 설정한다. 앙상블의 개수는 1000개로 설정하며, PRF 주파수는 10 kHz이다.

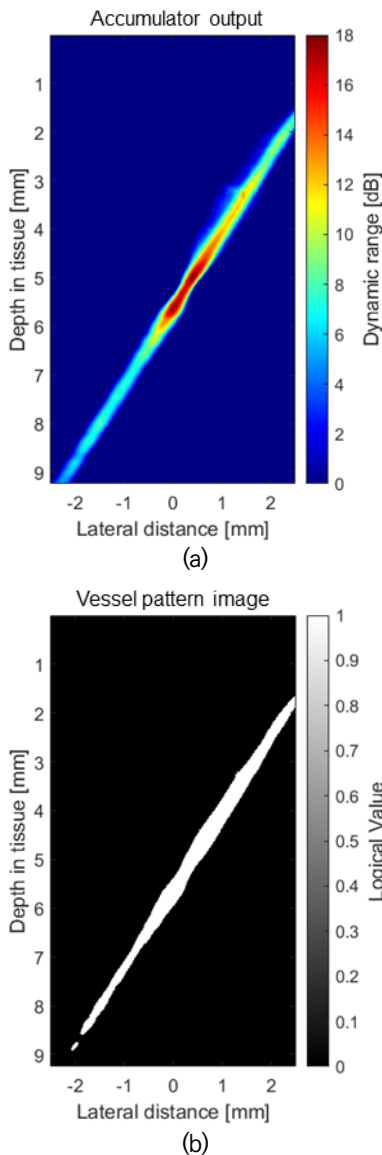


Fig. 10. Simulation results using 1000 ensembles
 (a) accumulator output (b) vessel pattern image.
 그림 10. 1000개의 앙상블을 이용한 시뮬레이션 결과
 (a) 누적기 출력 (b) 혈관 패턴 영상

III. 구현 결과

본 연구에서는 그림 5의 시뮬레이션 모델을 이용하여

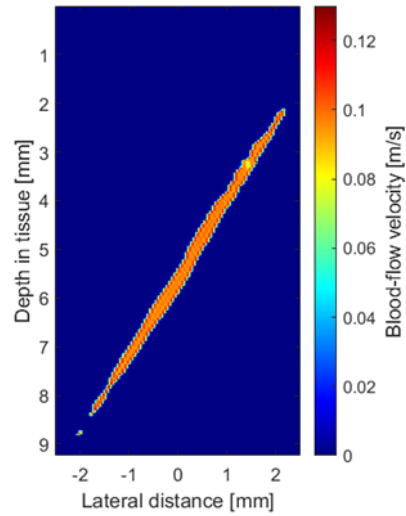


Fig. 11. Simulation result of color-flow imaging mode using 1000 ensembles.

그림 11. 1000개의 앙상블을 이용한 컬러-플로우 영상 모드 시뮬레이션 결과 (a) 누적기 출력 (b) 혈관 패턴 영상

제안하는 혈관 패턴 영상 알고리즘을 검증하였다. 앞서 언급한 바와 같이, 본 연구는 비교적 혈류의 속도가 낮은 손가락의 혈관 패턴에 대한 복원을 구현한다. 해당 응용의 경우, PRF의 주기 동안 단일 산란체의 이동 거리가 10 μ m에 해당한다. 그림 6의 가상의 팬텀 모형의 혈관의 길이는 약 8.6 mm에 해당하기 때문에, 적혈구 1개가 상기 혈관의 길이를 모두 통과하는데 필요한 앙상블의 개수는 약 860개에 해당한다. 따라서 비교적 느린 혈류 영역에 대한 혈관 패턴을 획득하고자 할 경우, 해당 ROI의 혈관의 길이와 혈류의 속도를 고려하여 영상 획득에 필요한 앙상블의 개수를 적절히 선택하는 것이 중요하다. 본 연구의 시뮬레이션 조건에서는, 적어도 860개 이상의 앙상블이 필요하기 때문에, 1000개의 앙상블을 이용하여 혈관 패턴을 복원하였다.

그림 7은 산란체의 이동에 따른 분포를 나타내는 시뮬레이션 결과이다. 본 연구의 시뮬레이션 모델은 균일 분포 함수(uniform distributoin function)을 이용하여 산란체의 초기 좌표를 랜덤하게 설정한다. 그림 7(a)는 앙상블 개수(N)에 따른 산란체의 이동을 확인할 수 있다. 앙상블의 개수가 늘어날수록, 산란체가 ROI 내의 혈관 영역을 충분히 통과할 수 있는 것을 확인할 수 있다. 시뮬레이션에서 생성된 산란체의 개수는 총 44개이며, 그림 7(b)는 앙상블 개수 1000개 조건에서 각 산란체의 의한 이동을 중첩하여 나타낸다.

본 연구에서는 앙상블의 개수에 따른 혈관 패턴 복원을 수행하여, 산란체의 유무에 따른 혈관 패턴 변화를 제시한다. 그림 8은 100개의 앙상블 조건에서 복원된 누적

Table 3. Comparison between conventional color-flow mode and proposed vessel-pattern imaging.

표 3. 컬러 플로우 모드와 혈관 패턴 영상 모드 간의 비교

	Color-flow mode (Conventional)	Vessel pattern (proposed)
Imaging information	Blood-flow velocity and direction	Vessel pattern (binary)
Essential building blocks	I/Q demodulation, clutter filter, autocorrelation for velocity estimation	Clutter filter, accumulation in memory, slicer
Primary computations	Multiplications, divisions, arctan functions	Only additions except filters
Simulation time in MATLAB	39.2 seconds	0.73 seconds

기의 출력과 혈관 패턴 영상을 나타낸다. 그림 8(a)는 그림 4(b)의 누적기의 출력 신호에 대해서 log compression을 수행하여 획득한 영상이며, 그림 8(b)는 상기 누적기 출력 신호의 영상에 대해서 dynamic range 12 dB를 기준으로 slicing 연산을 수행하여 얻은 혈관 패턴 영상이다. 그림 8(a)의 영상에서, 산란체의 분포를 확인할 수 있으며, 그림 8(b)는 산란체의 분포의 유무를 흑백 영상으로 복원하는 것을 확인할 수 있다.

그림 9는 500개의 앙상블 조건에서 복원된 영상을 나타낸다. 앞서 언급한 바와 같이, 앙상블의 개수가 증가함에 따라 산란체의 분포 영역이 늘어나며, 이에 대응하는 누적기 출력 영상과 혈관 패턴 영상이 획득되는 것을 확인할 수 있다.

그림 10은 본 연구에서 최종적으로 설정한 앙상블 개수인 1000개 조건에서 획득한 영상에 해당한다. 앙상블 개수가 1000개가 될 경우, 산란체가 팬텀 모형 내의 혈관 내에 충분히 분포하게 되며, 팬텀 모형의 혈관 영역에 대응하는 혈관 패턴 영상도 복원되는 것을 확인할 수 있다.

그림 11은 초음파 의료영상기의 컬러-플로우 모드로 획득한 영상이다. 해당 영상은 혈관 패턴과 혈류 속도 정보를 제공한다. 해당 영상에서, 유체 채널 중심부의 평균 혈류 속도는 9.93 cm/s이며 표 2에서 제시한 시뮬레이션 파라미터와 거의 일치한다. 그림 10의 제안하는 혈관 패턴 영상 결과와 그림 11을 비교할 때, 혈관 패턴 형상이 거의 일치한다. 제안하는 혈관 패턴 영상 기법은 미세한 혈류의 강도(intensity)를 누적하는 효과가 있기 때문에, 측 방향 거리(lateral distance)가 2 mm 이상의 영역에서도 혈관 패턴이 복원된다. 또한, 측 방향 거리 0

인 지점에서, 두 영상의 유체 채널 내경은 각각 289 μ m, 297 μ m로 측정되며, 표 2의 파라미터와 거의 일치한다.

표 3은 의료 초음파의 컬러-플로우 영상 모드와 제안하는 혈관 패턴 영상 모드에 대한 비교를 제시한다. 제안하는 혈관 패턴 영상 기법은 혈류의 유무를 이진화하여 영상으로 복원한다. 컬러-플로우 모드는 혈류의 속도와 방향을 컬러 맵으로 복원하는 반면, 제안하는 혈관 패턴 영상 모드는 혈류의 유무를 이진화하여 영상으로 복원한다. 컬러-플로우 모드는 autocorrelation을 기반으로 혈류의 속도 및 방향을 복원하기 때문에 I/Q 복조 방식을 사용하는 반면, 제안하는 영상 모드는 I/Q 복조를 사용하지 않고 RF 신호에 대해서 클러터 필터 및 누적 연산을 수행한다. 이로 인해, 제안하는 영상 모드는 비교적 연산의 복잡도가 낮은 블록 위주로 구성되며, 연산 시간과 연산에 요구되는 리소스 양을 크게 줄일 수 있다. 연산의 복잡도를 비교하기 위해, MATLAB 상에서 컬러-플로우 모드와 혈관 패턴 모드의 연산 시간을 상대적으로 측정하였다. 해당 연산 시간 측정은 MATLAB의 내장 함수(tic, toc)를 이용하여 수행하였다. 또한, 시뮬레이션 모델에서 획득한 raw data에 대한 로딩 시간과 영상 복원 시간은 두 영상 모드에 대해서 공통적으로 적용되는 시간이기 때문에, 해당 시간은 연산 시간 측정에서 제외하였다. 시뮬레이션 시간을 측정한 결과, 제안하는 혈관 패턴 영상 모드와 컬러-플로우 모드는 각각 0.73초와 39.2초로 측정되었으며, 혈관 패턴 영상 모드의 연산 시간이 약 54배 작은 것으로 확인된다. 시뮬레이션 시간 비교 결과와 표 3의 주요 구성 블록의 비교 결과를 고려할 때, 제안하는 영상 모드를 HDL로 구현할 경우, 하드웨어 구현의 복잡도가 상대적으로 낮을 것으로 예상된다.

IV. 결론

본 논문은 초음파를 이용하여 혈관 패턴을 추출하는 영상 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 기존의 초음파 장비의 혈류영상 모드와 달리 혈류의 유무만 감지하여 혈관 패턴 영상으로 복원한다. 제안하는 영상 알고리즘은 I/Q 복조를 사용하지 않으며, 앙상블에 대한 클러터 필터의 출력을 모니터링하여 혈류의 유무를 감지한다. 기존의 혈류영상 모드와 비교할 때, 제안하는 알고리즘은 비교적 연산의 복잡도가 낮은 블록으로 구성되며, 이를 고려할 때 하드웨어로 구현되기에 용이하다. 제안하는 알고리즘을 검증하기 위해, Field-II 프로그램

을 이용하여 시뮬레이션 모델을 구현하였으며, MATLAB 시뮬레이션을 통해 제안하는 영상 모드에 대한 검증을 수행하였다. 상기 시뮬레이션 모델을 이용하여 손가락 혈관에서의 혈류 흐름을 모사하였으며, 영상 복원에 요구되는 최소한의 앙상블 개수를 고려하여 혈관 패턴 영상 복원을 수행하였다. 시뮬레이션 결과, 혈류 속도가 10 cm/s일 경우, 최소한 약 860개의 앙상블이 필요한 것으로 확인되었으며, 1000개의 앙상블을 이용하여 팬텀 모형의 혈관 패턴을 영상으로 복원하였다. 제안하는 영상 모드의 연산의 복잡도를 평가하기 위해, 일반적인 컬러-플로우 모드와 제안하는 영상 모드의 연산 시간을 비교하였다. MATLAB 시뮬레이션 시, 각 영상 모드의 주요 연산에서 소요되는 시간을 비교한 결과, 제안하는 영상 모드의 연산 시간은 일반적인 컬러-플로우 모드의 연산 시간 보다 약 54배 작은 것으로 확인되었다. 제안하는 영상 모드는 혈관 패턴을 기반으로 하는 소형 센서 모듈에 적용될 수 있다. 또한, 의료 초음파의 경우, 심장의 움직임이 보정될 경우, 관상동맥 혈관 패턴의 영상 복원에 활용 가능할 것으로 예상된다.

References

- [1] Ki-Young Moon, "Biometric technology status and outlook," *Telecommunications Technology Association TTA Journal*, Vol.98, pp.38-47.
- [2] E. Shin et al., "Development of a high-density piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array based on patterned aluminum nitride thin film," *Micromachines*, vol.11, no.623, 2020.
DOI: 10.3390/mi11060623
- [3] C. Peng, M. Chen, and X. Jiang, "Under-display ultrasonic fingerprint recognition with finger vessel imaging," *IEEE Sensors Journal*, vol.21, no.6, pp.7412-7419, 2021.
DOI: 10.1109/JSEN.2021.3051975
- [4] A. Iula, A. Savoia, and G. Caliano, "3D ultrasound palm vein pattern for biometric recognition," *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2012.
- [5] J.-Y. Um et al., "An analog-digital-hybrid RX beamformer chip with non-uniform sampling for ultrasound medical imaging with 2D CMUT array," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol.8, no.6, pp.799-809, 2014.

DOI: 10.1109/TBCAS.2014.2375958

[6] M.-C. Chen et al., "A pixel-pitch-matched ultrasound receiver for 3D photoacoustic imaging with integrated delta-sigma beamformer in 28nm TBB FDSOI," *IEEE International Solid-State Circuits Conference (ISSCC)*, 2017.

DOI: 10.1109/JSSC.2017.2749425

[7] W. R Hedric, D. Hykes, and D. E. Starchman, "Ultrasound Physics and Instrumentation. Philadelphia," *PA, USA: Elsevier*, 2005.

[8] A. H. Brandt, "Evaluation of new ultrasound techniques for clinical imaging in selected liver and vascular applications," Ph. D. Thesis, 2017.

[9] H.-T. Park and J.-Y. Um, "Image-free ultrasound blood-flow monitoring circuit system with automatic range-gate positioning scheme: a pilot study," *MDPI Applied Sciences*, vol.11, 2021.

DOI: 10.3390/app112210617

[10] J. A. Jensen, *User's Guide for the Field II Ultrasound Simulation Program*.

BIOGRAPHY

Ji-Yong Um (Member)



2006 : BS degree in Electrical Engineering, Pohang University of Science and Technology (POSTECH).

2008 : MS degree in Electrical Engineering, POSTECH.

2013 : PhD degree in Electrical Engineering, POSTECH.

2013~2014 : Post Doctoral Researcher, POSTECH.

2014~2016 : Senior Engineer, SK Hynix.

2016~2021 : Assistant Professor in Department of Electronic Engineering, Hannam University.

2021~Now : Assistant Professor in Department of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of Technology.

<Main Interest> Medical Ultrasound, Biomedical Circuits and Systems