

Development of the closed-loop Joule-Thomson cryoablation device for long area cooling

Cheonkyu Lee^{*,a}, Inmyong Park^a, Donggyu Yoo^a, Sangkwon Jeong^a, and Sang Woo Park^b

^a Cryogenic Engineering Laboratory, Korea Advanced Institute of Science and Technology, Daejeon, Korea

^b Konkuk University Hospital, School of Medicine, Konkuk University, Seoul, Korea

(Received 21 August 2013; revised or reviewed 25 September 2013; accepted 26 September 2013)

Abstract

Cryoablation device is a surgical instrument to produce the cooling effect to destroy detrimental biological tissue by utilizing low temperature around 110 K. Usually, this device has the concentrated cooling region, so that it is suitable for concentrated and thick target. Accordingly, it is hard to apply this device for the target which is distributed and thin target. In this study, the design procedure of a closed-loop cryoablation device with multiple J-T expansion part is developed for the treatment of incompetent of great saphenous vein. The developed cryoablation device is designed with the analysis of 1-dimensional (1-D) bio-heat equation. The energy balance is considered to determine the minimum mass flow rate of refrigerant for consecutive flow boiling to develop the uniform cooling temperature. Azeotropic mixed refrigerant R410A and zeotropic mixed refrigerant (MR) of R22 (CHClF₂) and R23 (CHF₃) are utilized as operating fluids of the developed cryoablation device to form the sufficient temperature and to verify the quality of the inside of cryoablation probe. The experimental results of R410A and the zeotropic MR show the temperature non-uniformity over the range are 244.8 K \pm 2.7 K and 239.8 K \pm 4.7 K respectively. The experimental results demonstrate that the probe experiences the consecutive flow boiling over the target range of 200 mm.

Keywords : cryoablation device, J-T cooler, mixed refrigerant, closed-loop, great saphenous

1. 서 론

극저온 수술(cryosurgery)은, 일반적으로 공학적인 의미의 극저온(cryogenic)인 123 K 이하 온도의 현상[1]을 보는 것이 아닌, 세포가 어는 온도인 273 K 이하로 세포를 처리하는 것을 지칭한다[2]. 즉, 극저온 수술은 필요치 않은 세포 혹은 조직들을 낮은 온도로 얼려 제거하는 수술방법이다[2, 3]. 현대의 극저온 수술은 주로 암세포를 제거하는 절제 수술요법(ablation)에 많이 사용되고 있다[2-4].

극저온 수술은 기존 절제 수술이나 고열 요법(hyperthermia)에 비해, 작은 프로브 사이즈를 이용하기 때문에 외과시술의 최소화를 이룰 수 있다[3, 5]. 최소한의 외과적인 수술은 출혈이나 이차감염에 대한 위험성을 줄일 수 있고 시술의 용이성 및 간편성을 확보할 수 있다[3, 5, 6]. 이런 장점으로 극저온 수술은 절제 수술의 대체 수술 방법으로 이용하고 있으며, 그 적용 분야를 넓히고 있다. 적합한 적용분야 중 하나인 하지 정맥류는 다리 부분의 대복재 정맥(great saphenous vein, GSV)이나 복재 대퇴 문합(saphenofemoral junction)에 위치한 판막의 이상으로 발생한다[6]. 하지정맥류의 목표 세포(target cell)는 Fig. 1에 나타난 바와 같이 세포 두께 약 0.3 mm, 직경 3mm에서 27 mm의 얇은 실린더 형태의 200 mm 이상의 길이를 가진 혈관 벽으로 매우 얇고 긴 중공 원통(hollow cylinder) 형태를 띠고 있다[7]. 본 질환의 수술방법은 혈관 내 레이저를 이용한 혈관벽 제거 수술(endovenous laser ablation)으로 매우 효과적인 제거 방법으로 언급되나, 후유증으로 고통과 명이 수반되는

단점이 있다[8]. 반면에 극저온 수술은 그런 후유증이 적어 환자를 치료하였을 때 통증을 개선하였다[6]. 하지만 상용 프로브를 사용하였기 때문에, 냉각효과가 집중됨으로 인해서 비효율적인 작동으로 환자의 통증이 크게 완화되지 못했다. 그러므로 극저온 수술이 더욱 효과적이기 위해서는 하지정맥류 등 긴 부분의 치료를 요하는 시술에 적용할 프로브 자체의 개선이 필요하다.

극저온 수술에 이용되는 수술기구인 극저온 수술용 프로브(cryoablation device)는 냉각효과를 발휘하는 부분으로, 환부에 접촉시켜 목표 세포를 얼려 파괴하는 역할을 수행한다[4]. 기존의 극저온 수술용 프로브는 Fig. 2 (a)와 같이 고압의 냉매가 공급되는 부분과 프로브 부분, 저압의 냉매를 회수하는 부분으로 나뉘질 수 있으며, 프로브 부분은 Fig. 2(b)에서 보는 바와 같이 J-T(Joule-Thomson) 팽창부를 지니고 있어

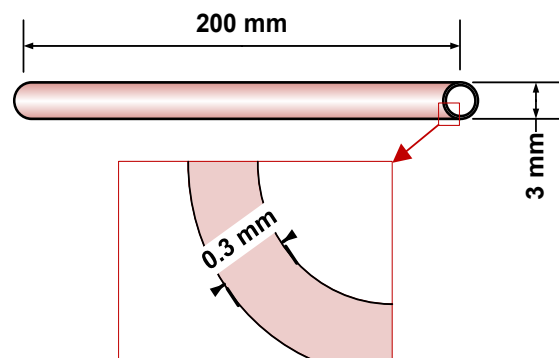


Fig. 1. Schematics of Great Saphenous Vein (GSV) [7].

*Corresponding author: cheonkyu_lee@kaist.ac.kr

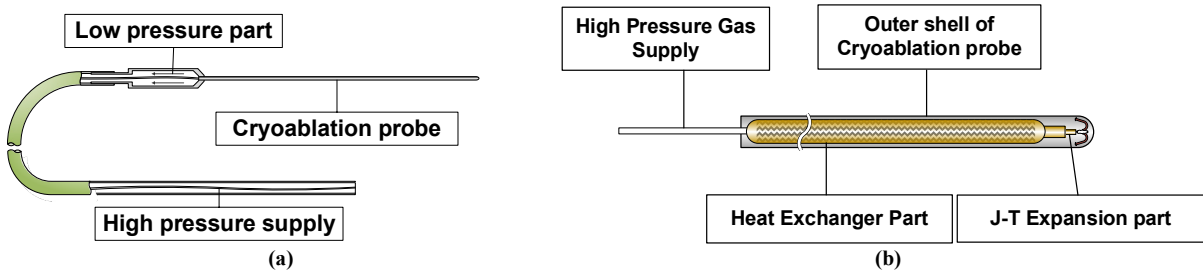


Fig. 2. (a) Schematic of the cryoablation probe and (b) details of the probe part.

냉각효과를 발현 할 수 있도록 구성되어 있다[9]. 기존의 단일 팽창부를 지니고 있는 극저온 수술용 프로브는 냉각효과가 끝부분에 집중되어 있어 두꺼운 목표 세포 혹은 조직을 파괴하는 데 적합하다. 하지만 본 연구에서 제거하고자 하는 목표는 얇고 긴 부분에 위치하고 있는 혈관 벽이므로 냉각효과를 넓은 부분에 분산시켜야 할 필요가 있다.

현재 상용 극저온 수술용 프로브는 대부분 개방형 사이클로, 고압의 냉매가 다량 소비된다[9]. 반면, 폐쇄형 사이클을 구현한다면 냉매 소비량 측면에서 유리하므로, 여러 연구에서 단일 냉매 혹은 혼합 냉매로 폐쇄형 사이클을 언급하였다[8-10]. 그러나 기존의 연구는 저온을 얻고 냉각효과가 집중되어 있는 단일 팽창부를 지니는 프로브들이 주류를 이루었고 길이방향의 온도 균일화를 이루려는 노력은 미비했다[11]. 단일 팽창부를 지니는 프로브 중에는 약 30 mm의 길이를 균일하게 냉각시키는 것은 200 mm에 달하는 길이를 균일하게 냉각시키지는 못하였다[12]. 따라서 본 논문에서는 하지정맥류와 같이 대면적 치료에 적합한 긴 부분을 균일하게 냉각시킬 수 있는 프로브의 설계법을 제시하고, 그 설계법을 실험을 통해 검증하였다.

2. 극저온 수술용 프로브의 설계

극저온 수술은 목표 세포의 제거, 즉 목표 세포의 효율적인 괴사를 목표로 하고 있다. 이는 극저온 수술용

프로브가 세포 파괴에 적합한 동작 특성을 보여야 한다. 세포파괴에 관여하는 열적 요인은 매우 복잡하며 다양하다[2]. 극저온 수술용 프로브의 설계는 세포의 파괴에 적합하도록 열적 성능을 설계하고, 앞서 언급했던 단점인 개방형 사이클을 해결하기 위해 폐쇄형 사이클을 구성하는 것으로 크게 나눌 수 있으며, 이에 적합한 설계법을 정립하였다.

2.1 세포 파괴 메커니즘

극저온 수술에서 세포의 파괴에 관여하는 중요 요인은 냉동과정에서 경험하는 온도 및 냉각속도(시간에 따른 온도의 변화)와 해동 횟수라고 볼 수 있다[2]. 해동횟수는 프로브와 상관이 없기 때문에 세포의 온도 및 냉각속도가 중요 요인이다. Fig. 3(a)는 1 K/min 으로 냉각속도를 경험하는 세포의 경우 냉각 온도에 따라 파괴되는 전립선 암세포의 비율을 나타낸 것으로, 약 233 K에 도달했을 경우 대부분의 세포가 괴사하는 것을 확인할 수 있다. 또한 Fig. 3(b)에는 25 K/min의 냉각속도를 경험하는 전립선 암세포의 경우 냉각 온도에 따른 세포의 괴사 비율을 나타낸 것이다. 이 경우, 상대적으로 높은 온도인 약 263 K 이하에서부터 대부분의 세포가 괴사하는 것을 확인할 수 있다. 확실한 세포의 괴사를 위해서는 233 K 과 25 K/min의 냉각속도가 필요하나, 냉각속도를 빠르게 하는 것이 높은 괴사율을 확보하는데 용이하다. 그러므로 효율적인 세포 파괴를 위해서 극저온 수술용 프로브는 체온인 310 K 부터 185초 이내에 233 K에 도달해야 한다.

2.2 냉각용량 모델링

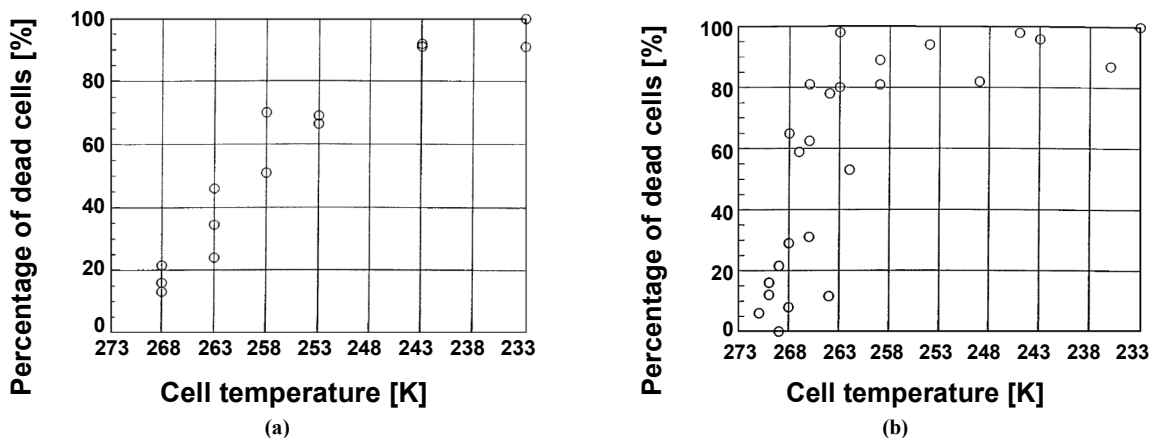


Fig. 3. Proportion of cells destroyed by freezing with a cooling rate (a) 1 K/min and (b) 25 K/min[2].

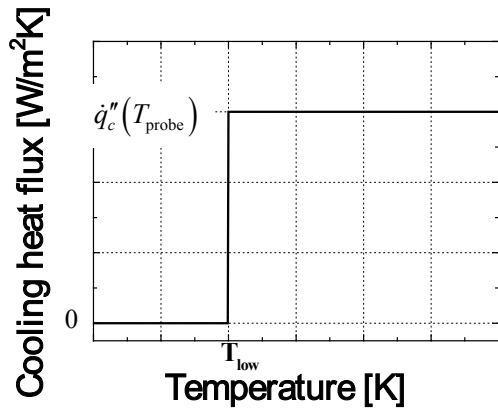


Fig. 4. Schematics of cooling capacity assumption.

세포 파괴 메커니즘에서 확인한 바에 따르면, 파괴시켜야 할 세포는 185초 이내, 233 K 도달 조건을 만족시켜야 한다. 이 조건을 이용해 목표세포가 경험하는 온도를 생체열전달을 통해 예측함으로써, 프로브가 작동해야 하는 냉각용량을 결정할 수 있다. 본 연구에서는 이러한 해석을 간단히 수행하기 위해 다음과 같은 가정을 설정하였다.

- 프로브가 도달 최저 온도 이상에서 일정 냉각 열유속을 지닌다.
- 프로브의 길이방향으로 온도 변화는 무시한다.

이해를 돕기 위해 위 가정 중 냉각 열유속 조건을 그래프로 나타내면 Fig. 4와 같다. 이 가정을 이용해 1차원 반경방향 생체 열전달식 (1-Dimensional bioheat equation)을 연산하였으며 연산된 수식은 식 (1) 과 같다[13].

$$\rho_i c_i \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k_t}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + w_b \rho_b c_b (T_b - T) + \dot{Q}_m \quad (1)$$

이 식에서 나타난 항들 중 $w_b \rho_b c_b (T_b - T)$ 는 혈액과의 열교환량(blood perfusion rate)을 나타내고, \dot{Q}_m 은 세포 특유의 대사열 발생(metabolic heat generation)에 대한 항이다. T_b 는 혈액의 온도로 세포의 온도가 혈액에 비해

TABLE I
THERMODYNAMIC PROPERTIES OF THE CELL FOR 1-D BIO-HEAT EQUATION MODELING

Thermodynamic property	Value	Temperature range
Boundary temperature (r = 10 mm) [K]	310 K	Whole
Initial temperature of probe and target [K]	310 K	Whole
Thermal conductivity [W/m K] [19]	$2135 \times T^{-1.235}$	$T < 251.15 \text{ K}$
	$-0.083407T + 23.268$	$251.15 \text{ K} \leq T < 273.15 \text{ K}$
	0.485	$T \geq 273.15 \text{ K}$
Heat capacity [J/kg K] [19]	1630.7	$T < 213.15 \text{ K}$
	1846.1	$213.15 \text{ K} \leq T < 233.15 \text{ K}$
	1953.6	$233.15 \text{ K} \leq T < 253.15 \text{ K}$
	2169.2	$253.15 \text{ K} \leq T < 263.15 \text{ K}$
	2922.8	$263.15 \text{ K} \leq T < 268.15 \text{ K}$
	4323	$268.15 \text{ K} \leq T < 270.15 \text{ K}$
	6153.9	$270.15 \text{ K} \leq T < 271.15 \text{ K}$
	10461	$271.15 \text{ K} \leq T < 273.15 \text{ K}$
	4141.4	$T \geq 273.15 \text{ K}$
Blood perfusion rate [kW/m³ K] [20]	20	$T \geq 273.15 \text{ K}$
	$909.091(T-251.15)$	$251.15 \text{ K} \leq T < 273.15 \text{ K}$
	0	$T < 251.15 \text{ K}$
Metabolic heat generation [W/m³] [20]	$170 \times 2^{(T-310.15)/10}$	Whole

낮아질 수록 이 항은 커지게 된다. 본 해석의 개략도는 Fig. 5 (a) 와 Fig. 5 (b)에 나타난 바와 같다. 원통형의 프로브가 세포 내에 위치하고 있을 때 세포의 반경방향 온도 변화와 프로브 자체의 온도 변화를 연산하였다. 프로브 내부에서 냉각 시키는 열량이 앞서 가정한 바와 같이 최저 온도 이상에서는 일정하다는 가정을 적용한다. 프로브 자체의 온도는 다음 식 (2) 를 이용해 계산되었다[14].

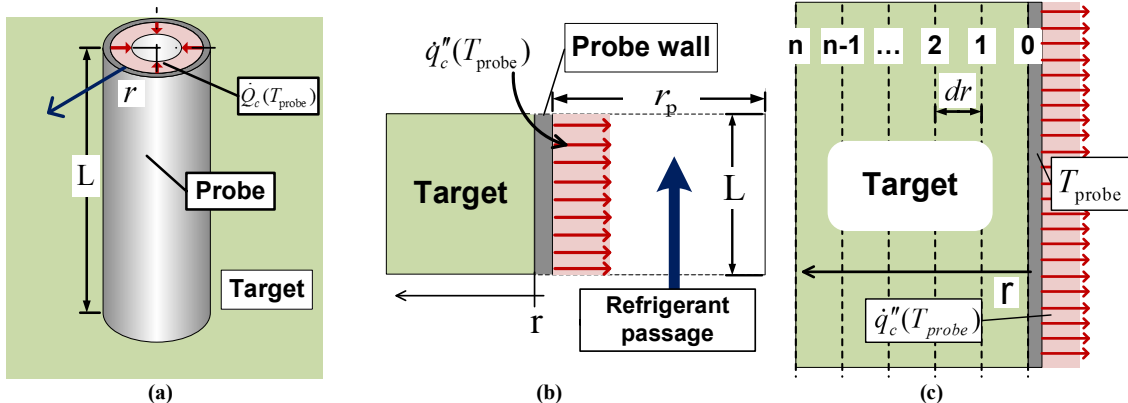


Fig. 5. (a) Schematics of probe modeling, (b) cross-sectional diagram of probe modeling and (c) schematics of modeled grid.

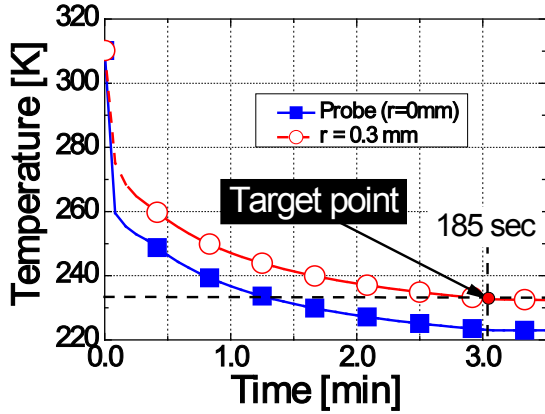


Fig. 6. Modeling result of 1-D bio-heat equation.

$$\rho_p c_p \frac{\partial T_p}{\partial t} = 2\pi r_p k_c \left. \frac{dT}{dr} \right|_{r=r_p} - \dot{q}''(T_p) A_p \quad (2)$$

해석 방법은 크랭크-니콜슨 방법(Crank-Nicholson method)을 이용하여 해석하였고 격자 구조는 Fig. 5(c)에 나타낸 바와 같이 등간격의 공간, 시간격자를 이용하였다. 프로브의 직경은 실험에서 사용한 것과 같은 내경 2.8 mm, 외경 3.2 mm의 파이프 구조를 고려하였다. 구속조건 및 열적 성능은 TABLE I에 나타낸 바와 같이 고려하였다. 총 해석한 크기는 일차원으로 프로브 표면에서부터 10 mm의 세포를 해석하였다. 냉각 열유속은 목표세포의 위치인 프로브 표면으로부터 0.3 mm 떨어진 위치의 온도와 냉각속도를 조건으로 결정하였다. 그 결과를 Fig. 6에 나타내었으며 94 kW/m^2 의 냉각 열유속을 발현해야 세포 파괴 메커니즘의 조건을 만족시킬 수 있다는 결과를 얻었다. 생체 열전달 해석시 중요한 항은 혈액의 열교환량으로, 혈액이 흐르는 양에 따라 그 편차가 매우 크다. 반면 대사열 발생율은 온도가 낮아질수록 급격히 감소하는 항이므로 혈액의 영향에 비교해 거의 무시가 가능하다. 그러므로 혈액이 통과하며 생기는 열교환량에 따라 냉각 열유속이 큰 차이를 보이나 하지정맥류의 시술에서는 그 특성상 혈액의 유동을 막고 시술하기 때문에, 혈액의 열교환량이 크게 감소한다. 그러므로 본 연구에서는 실제 실험 수행시, 세포를 모사하기 위해서 젤라틴 수용액을 사용하였으며, 그 열적 성능은 큰 차이를 보이지 않는다.

2.3 폐쇄형 사이클 설계

J-T 냉동기는 고압, 저압 및 냉매에 따라 냉동기의 성능이 결정된다. 이 특성은 극저온 수술용 프로브에서도 동일하며, 폐쇄형 사이클 조건은 프로브를 설계하는 데 중요한 요인이다. 폐쇄형 사이클을 구현하기 위해서는 압축기의 토출 및 회수 압력과 냉매에 따라 프로브의 작동 온도 및 질량유량 조건을 결정하여야 한다. 균일 냉각을 위해 유동 비등 열전달을 계속적으로 이어지게 하기 위해서는, 팽창 전 고압의 냉매가 과냉각된 액체상태(subcooled liquid)로 형성된 후 팽창되어야 낮은 건도를 형성하기 때문에 충분한 잠열을 얻어내기 용이하다. 그러므로 응축기(condenser)에서 상온으로 과냉각 액상(subcooled liquid)이 될 수 있는 냉매가 본 프로브에 적합하다. 그러므로 293 K, 고압에서 과냉각 액상이 형성되는 냉매를 이용해 프로브를 구성해야 한다. 한편, 세포를 괴사시키는 온도가 233 K 이므로 저압부의 도달온도는 233 K 이하가 되어야 한다. 그러므로 본 연구에서는 압축기에서 토출된 후 상온에서 과냉각 액상이 형성되는 조건과 저압부의 포화온도가 233 K 보다 낮은 온도를 지니는 냉매를 선정하였다. 선정된 냉매는 공기 혼합냉매인 R410A와, 내부 건도를 알아보기 위한 비공비 혼합냉매로, 각 냉매의 온도-엔탈피 선도를 Fig. 7에 나타내었다[15]. 본 사이클에서 확인할 수 있듯이 포화온도는 공기 혼합냉매, 비공비 혼합냉매가 각각 292.6 K, 294.5 K으로 상온의 물로 충분히 과냉각이 가능하며, 저압의 온도는 233 K 이하로, 본 연구의 목적에 잘 부합하고 있다.

2.4 질량유량 예측

본 연구에서 구현하고자 하는 긴 부분을 균일 냉각하는 극저온 수술용 프로브는 설계시부터 팽창부가 여러곳에 위치하도록 하였다. 그 이유는 단일 팽창부로 모든 부분에 잠열을 이용한 균일 냉각이 불가능할 것이라는 가정에서 시작한다. 2.4절의 마지막 부분에서 이 가정에 대한 해석을 언급하겠으나, 결론적으로 말하면 단일 팽창부로는 설계시 고려한 프로브의 형상에서 최소 질량유량을 만족하기 어렵고, 만족한다 하더라도 고압과 저압의 차이가 폐쇄형 사이클로 구현하기 매우 어려울 정도로 형성이 되기 때문에 폐쇄형 시스템의 실현 가능성이 매우 낮다. 그러므로 다중 팽창부를 프로브 내부에 위치시켜야 긴 부분을 효율적으로 균일하게 냉각할 수 있으며, 이를 이용하기 위해서는 하나의 팽창부가 감당하는 길이에 계속적으로 유동 비등 열전달이 야기될 수 있도록 작동 조건을 결정해야 한다.

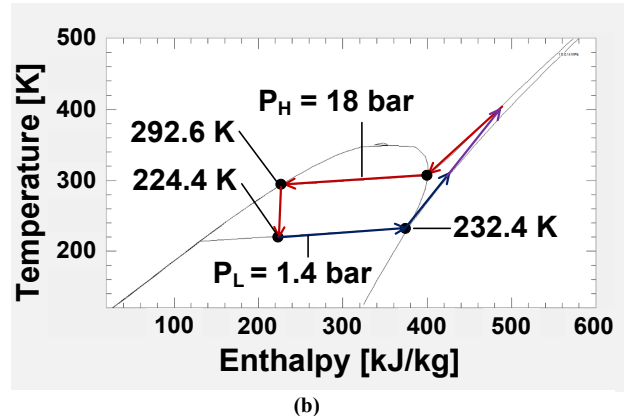
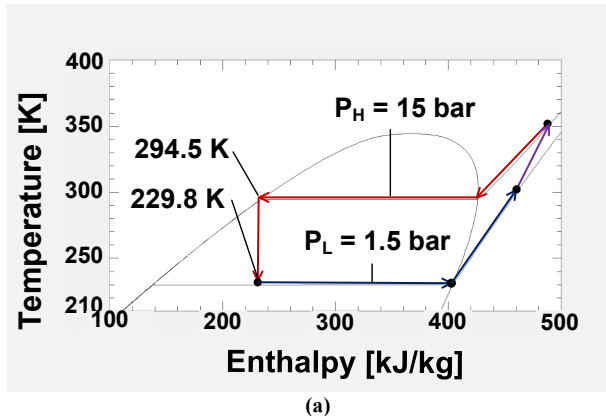


Fig. 7. T-h diagram of (a) R410A and (b) zeotropic MR (R22:R23 = 0.7:0.3).

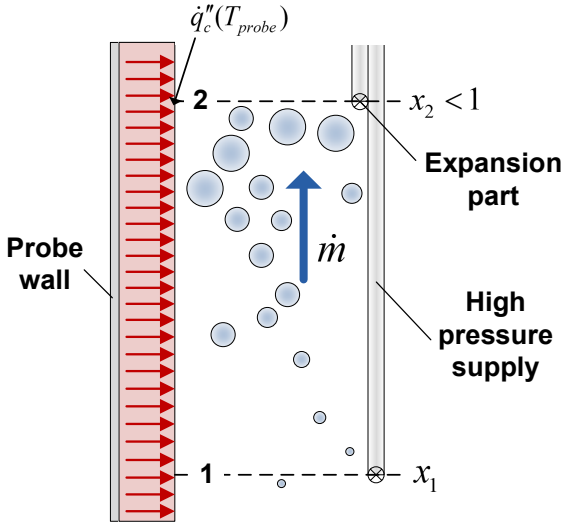


Fig. 8. Schematics of expansion parts inside the probe for consecutive flow boiling condition.

예를 들면, 프로브에 팽창부를 3곳에 위치시키면 약 200 mm 길이를 냉각시키기 위해서 팽창부 한곳당 평균 약 66.7 mm의 길이를 냉각시켜야 한다. Fig. 8에 나타낸 바와 같이 위치 1인 첫번째 팽창부에서 팽창된 냉매가 다음 팽창부인 위치 2에 도달할 때, 주변 열유입으로 인해 변화한 냉매의 건도가 1보다 작은 조건을 만족해야 한다. 이 조건을 이용하면 냉매의 질량유량을 결정할 수 있으며 이는 식 (3)을 이용하여 계산된다[16].

$$\dot{m}i_{fg}(x_2 - x_1) = \dot{q}_c''(T_p)A_p \quad (3)$$

여기서 i_{fg} 는 냉매의 잠열(Latent heat of vaporization), A_p 는 프로브의 겉면적이고, 냉각 열유속 \dot{q}_c'' 는 앞서 생체 열전달 식으로 계산된 냉각 열유속을 이용한다. 본 계산을 위해 1번 위치의 건도는 고압의 과냉각된 냉매가 등엔탈피 과정으로 팽창된 후의 건도가 가정하였다. 여기서 계산된 질량유량은 팽창부가 감당해야 할 최소한의 질량유량으로, 계산된 양보다 많은 냉매가 흐르면 지속적인 유동 비등 열전달을 야기시켜 균일한 냉각이 가능하다.

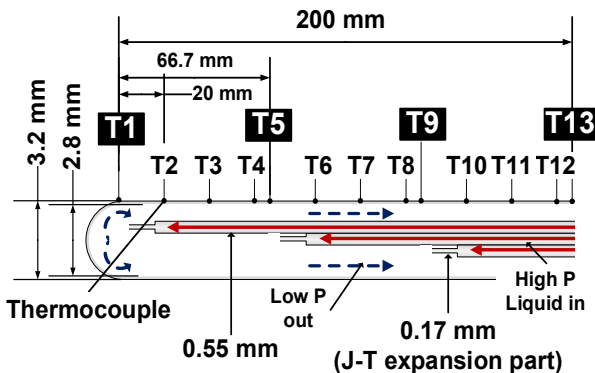


Fig. 9. Cross-sectional diagram of the cryoablation probe with multi-expansion parts.

본 연구에서 구현하고자 하는 프로브의 형상을 좀더 상세하게 Fig. 9에 나타내었다. 고압부는 외경 0.55 mm, 내경 0.26 mm의 스테인리스 강 관을 이용하고 저압부는 외경 3.2 mm, 내경 2.8 mm의 스테인리스 강 관을 이용한다. 또한 팽창부를 구현하기 위하여 스테인리스 블록을 이용해 고압부의 관을 0.35 mm로 수축시켰으며 그 길이는 10 mm이다. 이에 형성된 팽창부는 가로길이 0.41 mm, 세로 길이 0.11 mm로 이 형상을 수력직경(hydraulic diameter)으로 환산하면 0.17 mm이다. 고압과 저압의 차이에서 형성되는 유동이 전체의 질량유량으로 길이에 따라 다르게 형성된다. 내부에 흐르는 냉매는 과냉각된 액상의 냉매가 흐를 것이므로 압력강하에 따른 질량유량을 직렬 연결된 관의 압력강하 식 (4)를 이용해 계산한다[17].

$$P_H - P_L = \frac{\rho_f U_H^2}{2} \left[\frac{f_H L_H}{d_H} \right] + \frac{\rho_f U_E^2}{2} \left[\frac{f_E L_E}{d_E} \right] \quad (4)$$

여기서 ρ_f 는 액상의 냉매의 밀도를 적용하고 고압관의 압력(P_H), 길이(L_H), 직경(d_H)과 팽창부의 저압(P_L), 길이(L_E) 및 직경(d_E)을 적용한다. 여기서 f_H , f_E 는 유체의 저항계수로 Moody chart[17]를 이용하여 얻을 수 있다. 위 식에서는 관의 길이가 주어져 있으므로 이를 이용해 관 내부의 유속을 구하여 질량유량을 계산해 낼 수 있다. Fig. 9에서 확인할 수 있듯이 각각의 고압부의 길이가 다르므로, 고압부를 통과하는 질량유량은 서로 다르다. 그 계산은 동일한 식을 이용하나 프로브의 길이를 달리하여 계산할 수 있다. 본 논문에서는 200 mm를 등간격으로 나눈 팽창부당 구간이 66.7 mm인 프로브를 고려하였고

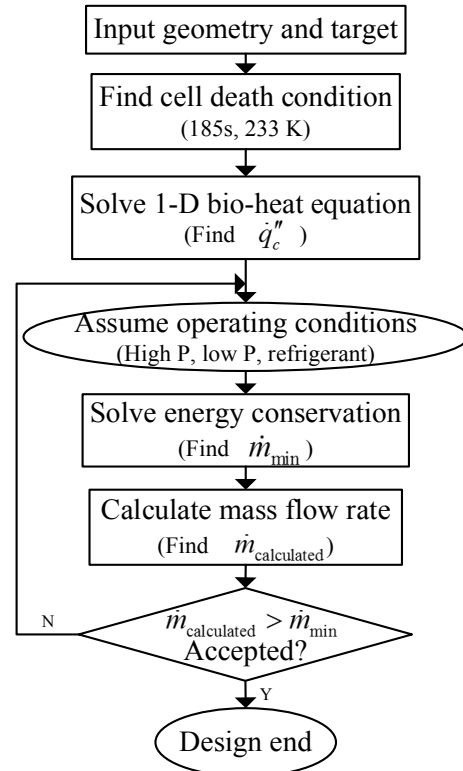


Fig. 10. Design procedure of the cryoablation probe for long area cooling.

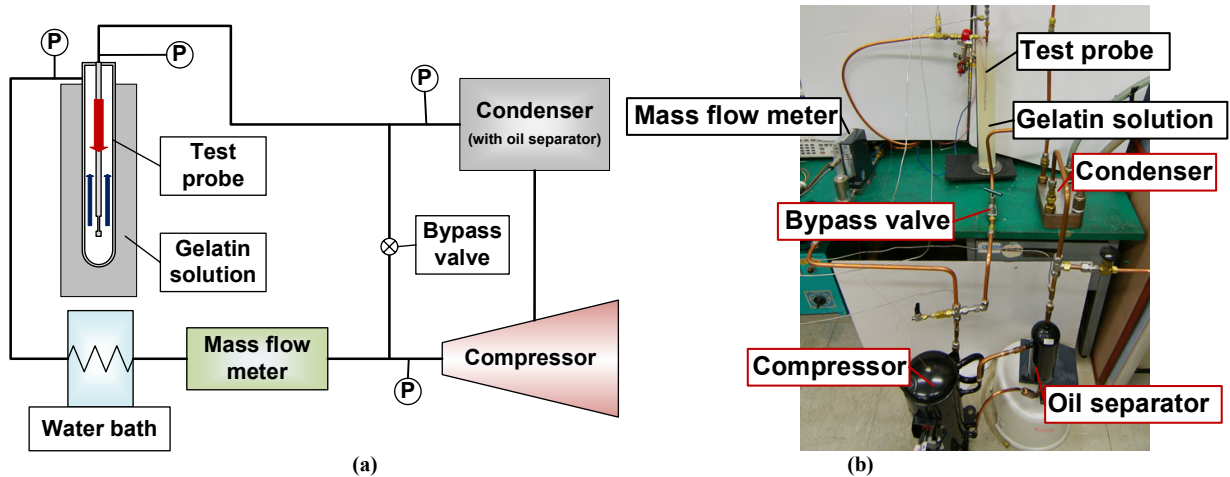


Fig. 11. (a) Schematics of the experimental apparatus and (b) the photo of the experimental apparatus.

그에 따른 계산 결과는 각 실험부분에서 언급하였다.

다중 팽창부를 이용해 균일한 냉각을 가능하게 하는 프로브의 디자인 방법을 도식화 하면 Fig. 10 과 같다. 프로브의 고압, 저압부 및 팽창부의 형상, 목표세포의 형상을 결정하고 세포 파괴 메커니즘을 확인하여 세포가 경험해야 하는 열적조건을 확인한다. 이 조건을 만족하기 위해 필요한 냉각 열유속의 양을 1차원 생체열전달 식을 이용해 일정 냉각 열유속을 계산한다. 고압의 과냉각 온도와 저압의 포화 온도로 정해진 냉매의 종류와 열역학적 폐쇄형 사이클을 고려하고, 일정 냉각 열유속을 이 고려된 사이클에 적용하여 최소 질량유량 조건을 결정한다. 앞서 정해진 프로브의 형상에 따라 고압과 저압 사이에 형성되는 압력차이에 의해 이동할 냉매의 질량유량을 계산하고, 최소 질량유량 보다 큰 양이 형성되었다면 설계를 종료한다.

3. 설계법에 따른 극저온 수술용 프로브의 구현

3.1 극저온 수술용 프로브의 구현

본 설계법에 맞춰 냉매 및 작동 조건을 결정하고, 실험을

TABLE II
CALCULATED THERMODYNAMIC CONDITIONS FOR THE
CRYOABLATION PROBE.

Thermodynamic condition	R410A	MR (R22:R23 = 0.7:0.3)
High pressure [bar]	15	18
Low pressure [bar]	1.5	1.4
Condensing temperature [K]	294.5	292.6 – 306.8
Probe temperature [K]	229.8	224.4 – 232.4
Minimum mass flow rate per expansion part [g/s]	0.29	0.32
Calculated mass flow rate at expansion part [g/s]	1	0.42
	2	0.47
	3	0.57

통해 설계법의 검증은 수행하였다. 온도의 균일화는 단일 냉매 혹은 공비 혼합냉매 (Azeotropic mixed refrigerant)를 사용하여 확인하였고, 내부의 유동 비등 열전달이 제대로 이루어졌는지 확인하고자 비공비 혼합냉매를 통해 프로브 내부의 건도를 추정하였다. 그러므로 Fig. 7에 나타난 온도-엔탈피 선도와 같이 공비 혼합냉매인 R410A와, 비공비 혼합냉매인 R22, R23을 혼합한 냉매를 이용해 시스템을 구현하였다. 공비 혼합냉매로는 세포 파괴 조건을 만족하는지와 온도의 균일성을 검증하였고, 비공비 혼합냉매로는 모든 부분에서 포화 비등 열전달을 구현하는지 온도변화를 토대로 확인하는 실험을 수행하였다. 설계된 극저온 수술용 프로브의 상세한 정보는 TABLE II에서 확인할 수 있다.

실험장치의 개략도는 Fig. 11(a)에서 나타난 바와 같으며, 실제 실험기구의 모습을 Fig. 11(b)에 나타내었다. 압축기에서 토출된 고압의 냉매가 후냉각기를 거치면서 상온의 과냉각된 냉매로 변환된 후 프로브로 들어가 팽창과정을 거친다. 팽창된 저압의 냉매는 압축기로 다시 회수되게 되며 폐쇄형 사이클을 완성하였다.

프로브는 Fig. 9에서 도식한 프로브와 동일한 것을 사용하였고 압축기의 성능을 좀 더 자세히 확인하고자 프로브의 입, 출력과 압축기의 토출, 회수부에 압력센서를 설치하였다. 프로브의 고압, 저압 측정에는 GP:50 사의 pressure transducer 242가 사용되었다. 압축기의 토출부는 Swagelok사의 S Model Transducer 모델이, 회수부는 SenSym사의 ST2500G1 모델이 측정에 이용되었다. 질량유량은 Bronkhorst사의 Cori-Flow M55C4I 모델이 5 g/s으로 보정되어 적용되었고, 온도측정은 Omega사의 E-type thermocouple AWG 36의 합금 열전대가 사용되었으며 요코가와사 (Yokogawa)의 데이터 수집기(Data recorder, MV220-1-2-2-1F)를 이용하여 온도를 보정하고 측정값을 수집하였다. 압축기는 LG전자의 모델명 JBB071YAB 가 사이클을 구성하는데 사용되었다.

3.2 R410A의 실험결과 및 고찰

Fig. 12 (a) 는 프로브 표면에서 측정된 시간에 따른 온도 변화를 나타내고 있다. 최저 온도는 정상상태에서 241.6 K 이 측정되었고 최고 온도는 247 K을 나타내었다.

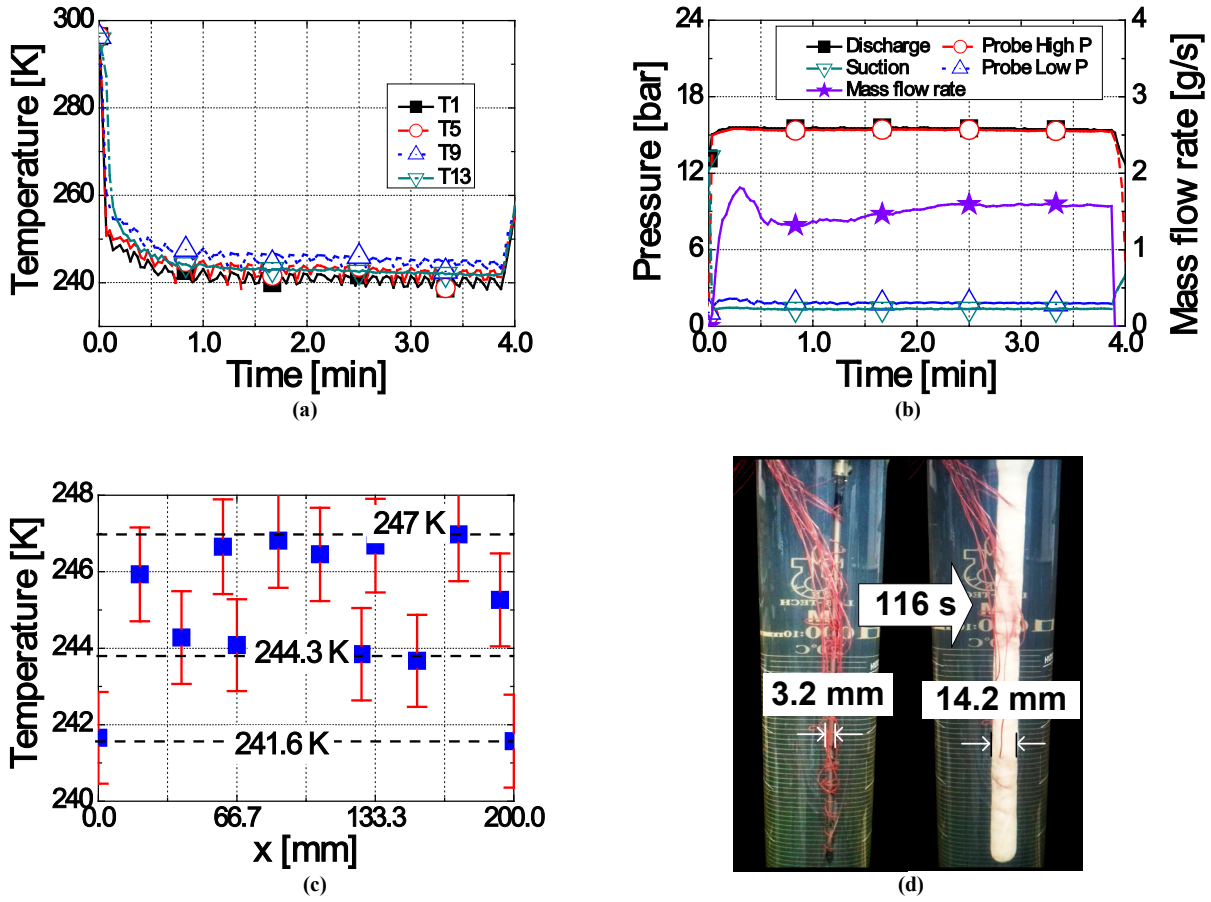


Fig. 12. Experimental results of R410A (a) temperature, (b) pressure and mass flow rate (c) temperature non-uniformity and (d) iceball shape of the probe at the time of 116s.

냉각속도는 초기 1분 동안 중간온도 기준 약 56 K/min 을 달성하였다. Fig. 12 (b)에서 확인할 수 있듯이 고압부 압력은 약 15.6 bar, 저압부 평균은 약 2 bar로 측정되었으며 평균 질량유량은 1.6 g/s를 달성하였다. 온도 불균일도는 정상상태에서 평균으로 측정했을 때, Fig. 12 (c)에서 확인할 수 있듯이 244.8 K \pm 2.7 K 을 나타내었다. 온도분포는 편차 간격이 적고 규칙성이 없는 분포를 보였기 때문에 모든 부분에 균일한 냉각을 하고 있다는 것을 확인할 수 있었다. 얼음의 형성 또한 균일한 실린더 형태의 얼음이 형성되는 것을 Fig. 12 (d)를 통해 확인할 수 있다.

프로브의 저압부에서 측정된 온도가 원하는 온도인 233 K에 부족하였다. 이는 저압부의 압력이 원하는 압력인 1.5 bar가 형성되지 않았기 때문이다. 이는 프로브의 저압부와 압축기의 회수부 사이에 발생하는 압력강하량이 커 나타나는 현상으로, 질량유량 측정기와 질량유량 측정기를 보호하기 위하여 차가운 냉매를 상온으로 높이고자 긴 배관을 이용하였기 때문에 필연적으로 나타날 수 밖에 없었다. Fig. 12 (b)의 실험 결과에서 확인할 수 있듯이 압축기 회수부의 압력은 1 bar를 나타내었으므로, 질량유량 측정기를 제외하고 직접 압축기 회수부에 프로브 저압부를 연결하였다면 충분히 1.5 bar에서의 포화온도를 나타낼 수 있을 것이다. 하지만 세포가 파괴되는 조건을 살펴보면 Fig. 3에서 확인할 수 있는 바와 같이 233 K 의 온도조건 보다는 25 K/min 처럼 냉각속도가 빠르면 233 K 보다 고온의 조건에서도 충분히 세포가 파괴되는 것을 확인할 수 있다. 그러므로 본 연구에서 제작한 균일 냉각

극저온 수술용 프로브는 목표온도보다 다소 높으나, 충분히 목표 위치의 세포를 파괴시킬 수 있는 온도인 244 K에 도달하였다.

3.3 비공비 혼합냉매의 실험결과 및 고찰

Fig. 13(a) 는 프로브 표면에서 측정된 시간에 따른 온도 변화를 나타내고 있다. 최저 온도는 정상상태에서 235.2 K 이 측정되었고 최고 온도는 244.5 K을 나타내었다. 냉각속도는 모든 부분이 냉각되는데 약 1분이 소요되었으며 프로브의 중간온도 기준(239.8 K) 초기 1분의 냉각속도는 60.2 K/min 으로 측정되었다. Fig. 13(b)는 실험에서 측정된 압력과 질량유량을 나타내고 있다. 측정된 질량유량은 정상상태에서 평균 1.8 g/s로 팽창부 하나당 평균 0.6 g/s를 보였으며 프로브의 고압부 압력은 20.5 bar, 저압부 압력은 2 bar의 압력을 보였다. 프로브의 축방향에 온도분포 는 Fig. 13 (c)에 나타내었으며, 정상상태인 180초에 확인한 프로브의 축방향 온도는 불균일도 239.8 K 기준 \pm 4.7 K으로 측정되었다. 얼음의 형성은 동영상으로 촬영된 부분에서 추출하였으며 Fig. 14 (d)에 나타낸 바와 같이 180초에 18.5 mm 의 균일한 얼음의 형성을 보였다. 포화 비등 열전달을 이용한 형상으로 관찰이 되었으며 기존에 정했던 조건인 0.32 g/s과 비교해 충분한 양의 냉매가 냉각에 이용되어 연속적인 비등 열전달이 야기되었다. 설계한 사이클과 비교해 저압부의 압력이 약간 높아져 프로브의 최저온도가 목표온도인 233 K에 비교해 약 2 K 정도

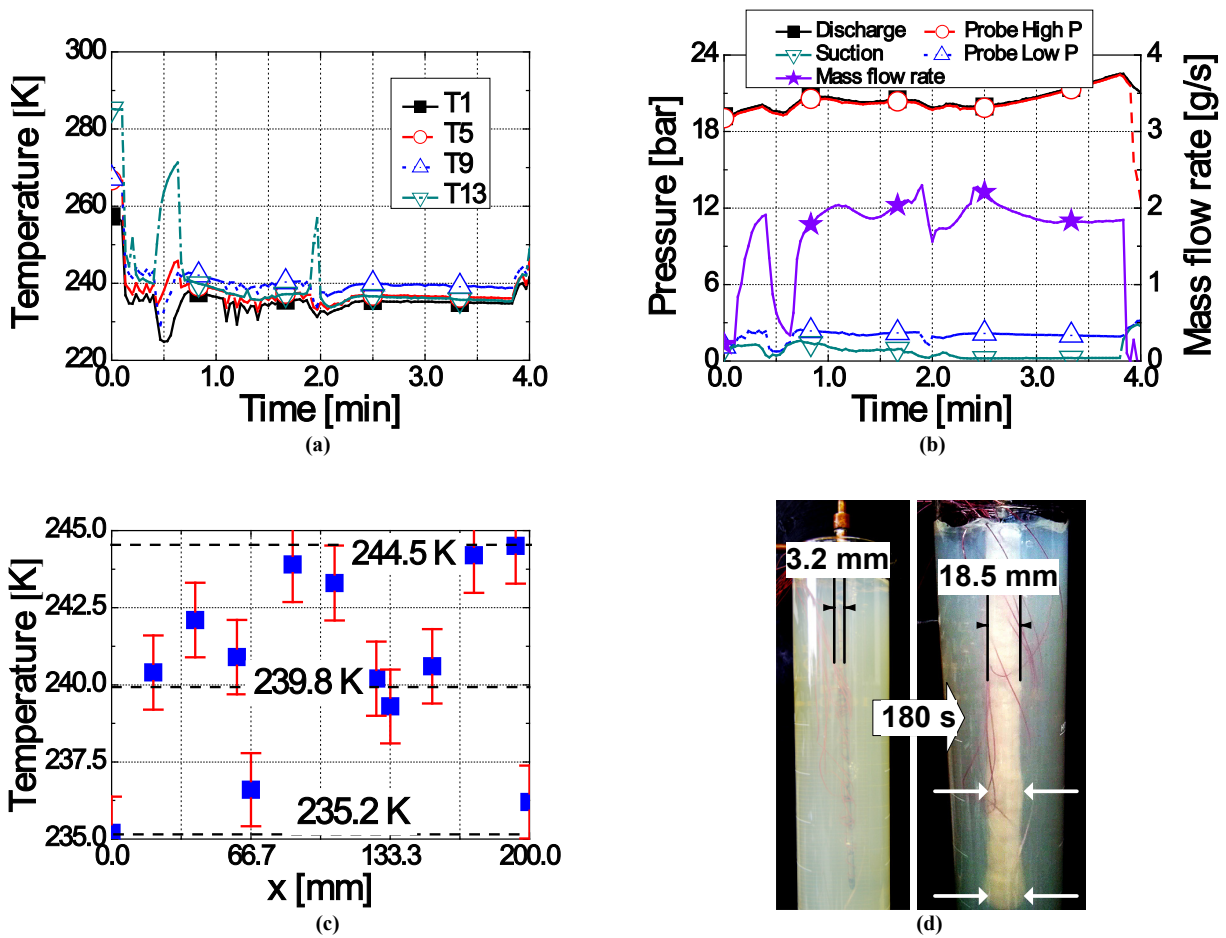


Fig. 13. Experimental results of R22:R23 = 0.7:0.3 (a) temperature, (b) pressure and mass flow rate, (c) temperature non-uniformity and (d) iceball shape of the probe at the time of 180s.

부족하였으나 충분한 냉각속도를 발현하였고 혼합냉매를 이용해 폐쇄형 사이클을 구현을 하였다. 온도 불균일도는 ± 4.7 K 으로 확인되었으며 예상했듯이 R410A냉매를 이용할 때와 큰 차이를 보였다. Fig. 7 (b)에서 나타낸 설계 사이클에서도 확인 할 수 있듯이 약 8 K의 온도차이는 비공비 혼합냉매의 특성으로 인한 차이라고 볼 수 있으며, 특히 Fig. 13 (c)에 나타난 온도의 분포는 역 W 자 형태를

띠고 있으며 이는 건도에 따라 형성되는 포화 온도의 변화를 보이는 것이다. 특히, 팽창부의 위치인 0 mm, 66.7 mm, 133.3 mm 위치에서는 온도가 다른 부분에 비해 낮게 측정되었고, 팽창부를 지나고 난 후의 온도는 점차 온도가 높아지는 형태를 나타냈다. 이 결과는 설계시와 동일하게 팽창부 주변은 낮은 건도로, 팽창부와 먼 위치에서는 높은 건도로 추측된다. 이 때 포화온도의 범위는 Fig. 14 에서 나타낸 바와 같이 229.5 K 에서 247.3 K으로 내부의 유동이 포화상태라는 것을 확인할 수 있다. 마지막 T13의 가장 낮은 온도는 프로브의 끝부분으로 구리 연결부에서 약간의 팽창과정을 거쳐 압력이 떨어지며 발생하는 현상으로 추측된다.

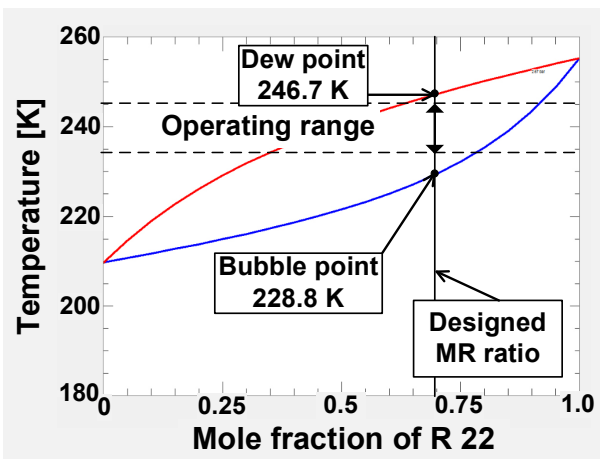


Fig. 14. T-x diagram of designed MR.

4. 결 론

본 논문에서 구현한 극저온 수술용 프로브는 하지정맥류와 같은 긴 부분의 목표세포를 파괴시키는 수술용 프로브로, 목표길이를 균일하게 냉각시키는 것을 특징으로 가지고 있다. 기존의 연구에서는 고압의 냉매를 사용하여 낮은 온도를 구현하는 개방형의 J-T냉동기나, 혼합냉매를 사용하여 낮은 온도를 구현하는 폐쇄형 혼합냉매 J-T 냉동기 등이 주로 연구되었다. 하지만 본 연구에서는 관점을 달리하여 긴 부분을 균일하게 냉동시키고자 하였으며, 다중 팽창부를 이용해 목표 길이에

유동 비등 열전달을 유지하는 냉각 방법으로, 세포 파괴에 적합한 온도 및 냉각속도를 구현하는 프로브를 설계 및 구현하였다. 특히 상온에서 과냉각이 되는 냉매를 이용하여, 극저온의 효율적인 형성을 위해 열교환기를 고려하지 않고서도 사이클을 구성하여, 빠른 시간에 효율적으로 균일 냉각이 가능하였다. 세포 파괴에 적합한 열적 설계를 함으로 과도한 저온을 형성하거나 다량의 냉매를 유동시키지 않고도 충분히 목표한 시스템을 구현할 수 있었다.

본 연구에서 모델링 했던 세포 열전달 식은 앞서 언급한 가정이 실제 상황과는 조금 다르다는 문제가 존재한다. 실제 상황에서는 시간에 따라 냉각열유속은 변하게 되고, 이를 모사하기 위해서는, 이상유동의 열전달 계수를 정확하게 알아야 한다. 그러므로 추후 급격히 건도가 변화하는 상황에서 이상 유동의 열전달 계수를 계산하여 본 연구의 모델링에 적용한다면, 실제 프로브를 모델링 하는데 더 적합한 상황을 모사할 수 있을 것이다. 추가적으로 저압부의 압력강하를 계산하여 온도변화를 확인하는 작업이 포함되어야 한다. 압력강하가 클 경우, 균일한 냉각이 어렵기 때문에 시스템을 다시 고려해야 한다.

ACKNOWLEDGMENT

This research was supported by the Converging Research Center Program funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2012K001433)

REFERENCES

- [1] T. M. Flynn, *Cryogenic engineering* vol. 2: Marcel Dekker New York, 2005.
- [2] B. Rubinsky, "Cryosurgery," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 157-187, 2000.
- [3] R. Radebaugh, "Heat Transfer Issues in Cryogenic Catheters," in *Microscale Heat Transfer Fundamentals and Applications*, ed, Springer, pp. 445-464, 2005.
- [4] K. J. Chua, S. K. Chou, and J. C. Ho, "An analytical study on the thermal effects of cryosurgery on selective cell destruction," *J Biomech*, vol. 40, pp. 100-116, 2007.
- [5] K. Fredrickson, G. Nellis, and S. Klein, "A design method for mixed gas Joule-Thomson refrigeration cryosurgical probes," *International Journal of Refrigeration*, vol. 29, pp. 700-715, 2006.
- [6] T. M. Klem, J. M. Schnater, P. R. Schutte, W. Hop, A. C. van der Ham, and C. H. Wittens, "A randomized trial of cryo stripping versus conventional stripping of the great saphenous vein," *J Vasc Surg*, vol. 49, pp. 403-9, 2009.
- [7] R. J. Min, S. E. Zimmet, M. N. Isaacs, and M. D. Forrestal, "Endovenous Laser Treatment of the Incompetent Greater Saphenous Vein," *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 12, pp. 1167-1171, 2001.
- [8] B. C. Disselhoff, E. Buskens, J. C. Kelder, D. J. der Kinderen, and F. L. Moll, "Randomised comparison of costs and cost-effectiveness of cryostripping and endovenous laser ablation for varicose veins: 2-year results," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 37, pp. 357-63, 2009.
- [9] P. W. Mikus and J. J. Eum, "Cryoprobe system," ed: Google Patents, 2001.
- [10] R. B. Coleman and R. N. Richardson, "A novel closed cycle cryosurgical system," *International Journal of Refrigeration*, vol. 28, pp. 412-418, 2005.
- [11] M. Gong, Z. Sun, J. Wu, Y. Zhang, C. Meng, and Y. Zhou, "Performance of R170 mixtures as refrigerants for refrigeration at -80 °C temperature range," *International Journal of Refrigeration*, vol. 32, pp. 892-900, 2009.
- [12] J. Okajima, S. Maruyama, H. Takeda, A. Komiya, and S. Jeong, "Cooling Characteristics of Ultrafine Cryoprobe Utilizing Convective Boiling Heat Transfer in Microchannel," presented at the 14th International Heat Transfer Conference, ASME, Washington D.C., USA, 2010.
- [13] A. Shitzer and R. C. Eberhart, *Heat transfer in medicine and biology: analysis and applications* vol. 2: Plenum Pub Corp, 1985.
- [14] F. P. Incropera, A. S. Lavine, and D. P. DeWitt, *Fundamentals of heat and mass transfer*: John Wiley & Sons Incorporated, 2011.
- [15] E. W. Lemmon, M. L. Huber, and M.O.McLinden, "NIST Standard Reference Database 23: Reference fluid thermodynamic and transport properties-REFPROP," 9.0 ed. Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology, Standard Reference Data Program, 2010.
- [16] Y. A. Cengel and M. A. Boles, *Thermodynamics: an engineering approach*: McGraw-Hill Higher Education, 2006.
- [17] F. M. White, "Fluid Mechanics. 5th," *Boston: McGraw-Hill Book Company*, 2003.