# 繊維性スキャフォルドの配向制御技術を用いた小口径人工血管の開発

## Development of the Small-Caliber Artificial Vascular Graft with Structural Design of Fibrous Scaffold

○ 和田知明(電機大院・理工)野口展士(電機大院・先科技)野中一洋(McGowan Inst. Univ. Pittsburgh)

Tomoaki WADA, Grad. Sch. Sci. Eng. Tokyo Denki Univ. Hiroo NOGUCHI, Grad. Sch. Adv. Sci. Tech. Tokyo Denki Univ. Kazuhiro NONAKA, McGowan Inst. Univ. Pittsburgh Norihiko HATA, FRDC. Tokyo Denki Univ. Akio FUNAKUBO, Grad. Sch. Sci. Eng. Tokyo Denki Univ.

Abstract: Recently, it commands attention to the development of the small-caliber artificial vascular grafts for coronary-artery bypass surgery, revascularization surgery and so on. But it is difficult to develop the small-caliber artificial vascular grafts because it will make a thrombus after implant into patient. Therefore, the new apparatus was developed to fabricate the small-caliber artificial vascular grafts with electrospinning in this study. First, the multi electrode electrospinning was developed that enables to control orientation of the scaffolds. The four kinds of cell culture surface are random, oriented angle  $0^{\circ}$ ,  $60^{\circ}$  and  $90^{\circ}$ . In orientation angle  $0^{\circ}$ , the endothelial cells were covered most quickly. Next, we tried to orient the fibrous scaffolds in the direction of long axis of artificial vascular grafts. Last, the trilaminar structural artificial vascular grafts were fabricated as shown in Fig. 14.

Key Words: Small-caliber artificial vascular grafts, Electrospinning, Segmented polyurethane, Endothelial cells

#### 1. 研究背景

現在,膝部以下の閉塞性動脈硬化症の血行再建手術や, 適切な自己グラフトを持たない患者の冠動脈バイパス手術 のグラフトとして,長期開存性に優れた小口径人工血管の 開発が切望されている.しかしながら,内径6 mm 未満の 小口径人工血管では,血栓閉塞や新生内膜肥厚による閉塞 が起こり,現在まで優れたものは開発されていない.近年 は自身の内皮細胞を人工血管の内面に速やかに覆うことで 閉塞を防ぐ方法や,埋植後に人工血管を自己の組織にリモ デリングさせる方法などが考えられている.

#### 2. 目的

人工血管が内皮化,更にはリモデリングするには生体親 和性の良好な足場(スキャフォルド)が求められる.足場 のデザインには構造・材料・表面修飾などの因子が重要で ある.本研究では生体血管の持つ構造が三層構造という点 に着目し,細胞の移動・増殖に適した構造を明らかにし, 生体親和性の良好な構造を有する人工血管を作製するため の新たなエレクトロスピニング装置の検討を目的とした.

#### 3. 実験

#### 3-1 繊維性スキャフォルドの配向制御

細胞の移動・増殖に適した構造を定量的に評価するため, はじめにセグメント化ポリウレタンを材料に幾何学的構造 を有する繊維性スキャフォルドの作製を試みた.本実験に おいて用いた多陰極エレクトロスピニング法の概要を Fig. 1 に示す.



Fig. 1 Apparatus of electrospinning with multi electrodes

多陰極エレクトロスピニング法の特徴は、コレクタの代わりに同サイズの陰極板を6枚使用し、中心角60°おきに 配置した.また、対となる陰極板(計3対)を其々スイッ チSW1,SW2,SW3によって任意にアース接続可能とした. これにより、コレクタ上に繊維を堆積するのではなく、陰 極間に繊維を配向させること、更には配向角60°からなる 幾何学的構造が作製可能か検討した.また、陰極板の形状 を四角形と円形の2種類、更にはSWを全てONとして15 分間エレクトロスピニングした場合と、各SWを順次切り 替えて15分間エレクトロスピニングした場合(SW1…5分、 SW2…5分、SW3…5分)において、得られた繊維の配向角 度を算出し、その結果から、スキャフォルドの構造制御に 適した条件を導いた.Fig.2に作製したスキャフォルドの光 学顕微鏡画像を、Fig.3に繊維配向角度頻度分布図を示す.



(a) Square (Turn on all the switches) 15 min



(Continuous switching) 15 min (every 5 min)



(a) Round (b) Round (Turn on all the switches) (Continuous switching) 15 min 15 min (every 5 min) Fig. 2 Fibrous scaffolds of orientation angle 60°



Fig. 3 Frequency distribution of fibers orientation angle

Fig.3 より,陰極板を中心角 60° おきに配置したため, 各条件において繊維配向角度の頻度は-70° --50°, -10° -10°,50° -70° の範囲において高いことが読み取れる. また,これら3つの領域の全体に占める割合を算出したと ころ,円形の陰極板を用いてアース接続を順次切り替えた 場合に95%と最も高い値を示した.したがって,この条件 が繊維性スキャフォルドの構造制御に最も適した条件とし た.

### 3-2 細胞の移動・増殖に適した構造の検討

以上の結果をもとにFig.4に示すような配向角0°,90°, 60°のスキャフォルド,更にランダムのスキャフォルドを 作製し,ガラス基材に固定して,細胞培養面を作製した.



(c) orientation angle  $60^{\circ}$ 

(d) orientation angle  $90^{\circ}$ 

Fig. 4 Images of cell culture surface with scaffolds

そして、細胞培養によるスキャフォルドの構造評価を行 うために各培養面をシャーレに固定し、シリコンの筒を培 養面の上に乗せ、その中に細胞懸濁液(マウス血管内皮腫 様細胞:RCB1994:UV♀2)を播種し、細胞が培養面に定着 したのを確認後、筒を外して集団細胞の島を作製した.更 に、培養プロセス観察システムを用いて10分間隔のタイム ラプス撮影を7日間行い、集団細胞の一軸方向への移動の 様子を観察した(Fig. 5).その結果をFig.6に示す.



Fig. 5 Observation of cell behaviors



Fig. 6 Covering process of endothelial cell

また,この結果を定量的に評価するため,細胞被覆率の 変化を Fig.7 に,細胞被覆面積増加速度の変化を Fig.8 に示 した.