指屈筋腱縫合術における非対称性 6-strands ペニンントン縫合の縫合強度の評価

宮地 頼太^{*1}, 宮本 知佳^{*1}, 下戸 健^{*2}, 石川 篤^{*3}
日垣 秀彦^{*4}, 見明 豪^{*5}, 小藺 直哉^{*5}, 岡田 貴允^{*5}

Evaluation of suture strength of asymmetric six-strands pennington suture in finger flexor tendon suture

Raita MIYAJI^{*1}, Chika MIYAMOTO^{*1}, Takeshi SHIMOTO^{*2}, Atsushi ISHIKAWA^{*3},
Hidehiko HIGAKI^{*4}, Go MIAKE^{*5}, Naoya KOZONO^{*5} and Takamitsu OKADA^{*5}^{*1, *2} Fukuoka institute of technology

3-30-1 Wajirohigashi Higashi-ku Fukuoka-shi, Fukuoka 811-0295, Japan

^{*3, *4} Kyushu Sangyo University

2-3-1 Matsukadai Higashi-ku Fukuoka-shi, Fukuoka 813-8503, Japan

^{*5} Kyushu University

3-1-1 Maidashi Higashi-ku Fukuoka-shi, Fukuoka 812-8582, Japan

Received: 27 April 2017; Revised: 23 June 2017; Accepted: 2 February 2018

Abstract

For the medical treatment of damage or ruptures in the flexor digital tendon, finger flexor tendon suture surgery is utilized. In previous studies, various core suture methods have indicated that important factors affect biomechanical properties, including the number of suture strands. In many suture methods, Fore-strands core suture and Six-strands core suture are used. Recently, asymmetric sutures have been reported to be effective in the gap formation. However, what has not been studied is the optimal asymmetry or required degree of asymmetry. Therefore, this study was aimed to evaluate the strength in asymmetric core sutures under cyclic load testing. Porcine flexor tendons were used in this study. We sutured porcine flexor tendons using combinations of six-strands Pennington suture and interlocking cross-stitch peripheral suture. This study looked at one symmetrical and five types of asymmetrical six-strands Pennington suture. In reference to the suture standard suture length (10 mm) from the end of the porcine flexor tendon, an asymmetric suture was shifted 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm and 5 mm from the reference position, respectively. This experiment was performed under cyclic load testing using an evaluation simulator our research group developed. A 2 N preload was applied to each of the sutured tendons. Tendons were tested with an initial load of 10 N for 500 cycles. If no evidence of failure was noted after the 500 cycles, the force was increased by 5 N for each additional 500 cycles. This procedure was continued until rupture. The sutured tendons were pulled at a constant distraction rate of 300 mm/min. As a result, tendons with 2 mm or more asymmetry had significantly greater the number of cycles to rupture than tendons with symmetry and with 3 mm or more asymmetry had significantly greater the number of cycles to rupture than tendons with asymmetry 1 mm. Tendons with 3 mm or more asymmetry had significantly less gap formation than tendons with symmetry. Furthermore, tendons with asymmetry 3 mm and 4 mm had significantly less gap formation than tendons with asymmetry 1 mm. Asymmetry 3 mm was the highest in both number of cycles to rupture and fatigue strength. Furthermore, it had the smallest value in the gap formation. Therefore, our results support that asymmetry 3 mm produces better beneficial had results compared to the others.

Keywords : Flexor tendon repair, Core suture, Number of cycles, Fatigue strength, Cyclic loading

No.17-00191 [DOI:10.1299/transjsme.17-00191], J-STAGE Advance Publication date : 13 February, 2018

^{*1} 学生員, 福岡工業大学 工学研究科 情報システム工学専攻 (〒811-0295 福岡県福岡市東区和白東 3-30-1)^{*2} 正員, 福岡工業大学 情報工学部^{*3} 九州産業大学 工学部 (〒813-8503 福岡県福岡市東区松香台 2-3-1)^{*4} 正員, フェロー, 九州産業大学 工学部^{*5} 九州大学 医学部 (〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1)

E-mail of corresponding author: mhm16107@gmail.com

1. 緒 言

指屈筋腱の断裂や損傷に対する腱修復の目的は、腱の連続性を得て腱本来の機能である腱の滑走を再獲得することである。そのため、最良の治療法として腱縫合術と術後の早期運動療法が利用される。医学的な手腕の定義は Zone I から Zone V に分類される (図 1)。特に Zone II においては、深指屈筋腱 (Flexor digitorum profundus tendons) および浅指屈筋腱 (Flexor digitorum superficialis tendons) の異なる二つの腱が平行に走行しており、周りの組織も同時に損傷している場合が多い。したがって、骨、滑車、腱鞘、軟部組織および皮膚などの組織と同時に創傷治癒されるため、組織間で癒着が起こる。癒着とは、本来分離しているはずの臓器・組織面が付着することであり、周囲の組織と癒着が起きた場合、手指の屈曲が出来なくなるだけでなく、伸展も制限されることになる。癒着を可能な限り防ぐには、損傷した指を早期に運動させて腱と周囲の組織の滑走を促すことが重要である。しかしながら、腱が断裂している状態だと滑走運動を行うことが出来ないため、早期運動療法を行うためには腱縫合術が必要である。

指屈筋腱を縫合により再建する場合は、腱中央部を縫合する主縫合 (Core suture) を行い、場合によっては腱周囲の補助縫合 (Peripheral suture) を行う。主縫合は必ず行われる縫合であり、強度に大きく影響する。補助縫合は腱断端部の表面を平滑、すなわち癒着防止のために行われる。縫合を行う理由として、早期運動療法により癒着形成を減らし治癒を向上させること、腱の滑走と指の可動域を増加させ全体の臨床成績を向上させること (Kleinert and Verdan, 1983) 等が挙げられるが、破断せずに必要な力に耐え得る十分強い縫合修復が必要となる。治療成績には、年齢、受傷様式、受傷から手術までの期間、手術操作および手術後のリハビリテーションなどが影響する。早期屈伸運動により可動域の再獲得を行うが、リハビリテーションに伴う再断裂が報告されている (Rawson et al., 2013)。そのため、指屈筋腱の損傷や断裂の治療は手の外傷治療の中で最も難しい治療のひとつとされており、現在も様々な縫合方法が模索されている。多くの縫合方法では 4-strands core suture および 6-strands core suture が用いられている (Rawson et al., 2013)。有用な主縫合方法について、縫合糸の数の増加は、腱修復の疲労強度を有意に増加させるとしている (Barrie et al., 2000) (Lee et al., 2015)。Wu らの研究では、4-strand core suture における非対称縫合の繰返し引張試験が行われており、強度の増加が確認されている (Wu and Tang, 2014)。しかしながら、縫合糸の数を増加させた 6-strands core suture における非対称縫合の繰返し引っ張り試験はされておらず、どの程度の非対称が有効か報告されていない。

縫合方法の有用性を確認する実験は主に強度試験であり、単純引張試験とサイクリック試験に大別される。近年では生体環境を考慮したサイクリック試験が有効だとされている (Pruitt et al., 1991)。さらに、単純引張試験では経時的な変位の増加に対して荷重値と試料の観察になるが、サイクリック試験では、ある荷重値における試料の観察もでき、Gap 形成などの考察も詳細に行うことができる。そこで本研究では、開発したサイクリック試験機を用いて 6-strands ペニントン縫合における非対称縫合の強度試験を行い、得られた結果から有効な主縫合方法について考察した。

Fig. 1 The zone classification in flexor tendons; In Zone II, flexor digitorum profundus tendons and flexor digitorum superficialis tendons are running parallel. Therefore, Zone II is regarded one of the most difficult surgical procedures.

2. 対象および方法

2・1 試験材料

試料は臨床応用を考慮してヒトの屈筋腱に近いとされているブタの深指屈筋腱 (Mao et al., 2011) を用いた (図 2). 成人のブタから 60 本採取し, -20°C で保存しておき試験前に室温で解凍するようにした. 正常の腱が断裂する場合, 鋭利な刃物で損傷する機会が多いことから, 本実験では試験材料の中心を切断して屈筋腱断裂を再現した. 60 本のブタの腱を 10 本ずつ 6 つのグループに分けて縫合して試料を用意した. 縫合方法について, 断端から 10 mm の位置に一般的な 6-strands ペニントン縫合を施したものを対称縫合 (Symmetry) とした. それに対し, 対称縫合の縫合方法を基準とし, 断端からの距離 10 mm の位置から 1 mm ずつ, 最大 5 mm までずらして縫合した非対称縫合 (Asymmetry) の試料を用意した. これらの試料はずらした距離に応じて, 非対称縫合 1 mm, 非対称縫合 2 mm, 非対称縫合 3 mm, 非対称縫合 4 mm および非対称縫合 5 mm と呼称した (図 3). 縫合糸は 4-0 polypropylene (Prolene™; Ethicon, North Ryde, Australia) を用い, 表面から 2 mm の深さで縫合を行った. さらに, 6 種類の全てのグループには有用な補助縫合とされている Interlocking cross-stitch suture (Takeuchi et al., 2010) を表面から 1 mm の位置に施した (図 4). 縫合を行う際は, 事前に試験片に対してずらし距離分を考慮した印を付け, その印に準じて縫合を行うことで条件通りの縫合を行った. さらに, 縫合は全て一人の医師が行い, 一貫性を保つようにした.

Fig. 2 Porcine flexor tendons were used as test materials.

Fig. 3 Core sutures were arranged in the following six experimental groups: (a) symmetry group; (b) asymmetry 1 mm group; (c) asymmetry 2 mm group; (d) asymmetry 3 mm group; (e) asymmetry 4 mm group; and (f) asymmetry 5 mm group.

Fig. 4 The peripheral suture used in the all six experimental groups.

2・2 サイクリック試験機

屈筋腱の強度試験は Pruitt の研究以来、単純引張試験よりも周期的に負荷を与える試験の方がより生理的で鋭敏な試験であると考えられるようになった (Pruitt et al., 1991). したがって、実験には開発したサイクリック試験機 (Cyclic loading machine) を用いて繰り返し引張試験を行った (図 5). 試験機にはロードセルが取り付けられており、歪ゲージで検出した値を A/D 変換し、荷重値へ換算した. 得られた荷重値から H8 マイクロコンピュータを用いてステッピングモータの制御を行い、パネルを上下させ、固定された下方のクランプが上下方向に動作することで、負荷が縫合部位を通して試験片に掛かる構造にした. 荷重分解能と変位分解能はそれぞれ、0.616 N と 0.004 mm であった. 縫合された試験片は両端を 4 枚 2 組のステンレスを用いて固定した. ステンレスと試験片の間には滑り止めの役割を果たす細かい突起が付いたアルミ板を介し、クランプ間の距離は 40 mm で設置した. 本試験のプロトコルは、試験開始直後に前負荷 (preload) として引っ張り荷重を 2N とした状態を初期値として 5 秒間停止させた後、目標荷重値になるまで 300 mm/min で線形に動作させ、その直後に同じ速さで初期位値まで動作させた. この工程を 1 サイクルとし、最初の目標荷重を 10N、500 サイクルごとに 5N ずつ荷重を増加させ、試験片の縫合糸もしくは試験片自体が破断するまで試験を行った. これらの条件は Takeuchi らの研究を参考に設定した (Takeuchi et al., 2010, 2011). 力学試験では、応力-ひずみ関係を安定させるプレコンディショニングが行われるが、これが粘弾性特性へ影響を与えるという報告もある (Giles et al., 2007). さらに、サイクリック試験を行うにあたって、プレコンディショニングを適応しないことも多く、Barrie らや Takeuchi らの研究と同様に、プレコンディショニングは適用しないこととした (Barrie et al., 2000) (Takeuchi et al., 2010). 実験中は破断の様子を観察するためにビデオ撮影を行った. 撮影した動画のフレーム率は 59 フレーム/秒だった. 各縫合方法について 10 本測定し、破断時のサイクル数 (Number of cycles at the rupture) および疲労強度 (Fatigue strength) の平均と標準偏差について算出し、Gap 形成 (Gap formation) についても計測した. 疲労強度は Barrie らによって定義された、破断までのサイクル数とそれぞれのサイクル数に対応した荷重値の積とした (Barrie et al., 2000). Gap 形成は各ニュートン数のフェイズにおける、最初と最後 (1 サイクル目と 500 サイクル目) をビデオカメラで撮影した動画から静止画として記録し、試験片に隣接するスケールに基づいて ImageJ (Schneider et al., 2012) を用いて Gap の計測を行った. Gap 形成の定義として、接合部すべてが離れて初めて Gap が生じたと定義した. したがって、接合部間に生じた最小の隙間の距離をそれぞれの Gap とした.

Fig. 5 Schema of the cyclic loading machine and clamp for the test material.

3. 結 果

縫合糸もしくは試験片が破断するまでの各群における破断時のサイクル数および疲労強度を、それぞれ図6と図7に示す。有意差が認められた組み合わせのみ図に示し、認められなかった組み合わせは省略している。破断時の平均サイクル数では、非対称縫合 3 mm が 6763 ± 453.2 サイクルと最も高い値を示し、対称縫合が 5705.1 ± 406.6 サイクルと最も低い値を示した。疲労強度でも同様に、非対称縫合 3 mm が $2.81 \times 10^5 \pm 3.48 \times 10^4$ Newtons・Cycles と最も高く、対称縫合が $2.06 \times 10^5 \pm 2.64 \times 10^4$ Newtons・Cycles と最も低かった。各試料は全て 5000 サイクル以上で破断しており、8000 サイクル以上の荷重には耐えられなかった。試験終了条件は、試験片の縫合糸もしくは試験片自体が破断するまでと定義していたが、全ての試験において試験片で破断することは無く、縫合糸で破断していた。全ての群において、多重比較の検定法である Tukey-Kramer の HSD 検定を行ったところ、対称縫合と比較し、非対称縫合 2 mm から非対称縫合 5 mm までの4群が有意に高いことが認められた。さらに、非対称縫合 1 mm と比較し、非対称縫合 3 mm から非対称縫合 5 mm までの3群も有意に高いことが認められた。その他の組み合わせでは有意な差は認められなかった。

縫合方法ごとの繰り返し引張試験における Gap 形成の経時変化のグラフを図8に示す。各荷重における1サイクル目の Gap を Start, 500 サイクル目を End と定義した。すべての試料が破断しなかった 10 N Start から 60 N Start までの範囲において、Gap 形成は非対称縫合 3 mm が最も低い値を示し、対称縫合が最も高い値を示した。それぞれの縫合方法における荷重値ごとの Gap 形成の詳細を表1に示す。有意差が認められた組み合わせのみ表に示し、認められなかった組み合わせは省略している。対称縫合および非対称縫合 1 mm は 15 N Start, 非対称縫合 2 mm, 4 mm および 5 mm は 15 N End, 非対称縫合 3 mm は 20 N End で Gap が形成され始めた。破断時のサイクル数および疲労強度同様全ての群において、Tukey-Kramer の HSD 検定を行ったところ、対称縫合と比較し非対称縫合 3 mm および非対称縫合 4 mm は、25 N End から 60 N Start の範囲で有意に高いことが認められた。非対称縫合 5 mm でも、30 N End から 40 N Start, 55 N End および 60 N Start で有意に高いことが認められた。さらに、非対称縫合 1 mm と比較し非対称縫合 3 mm は、45 N End から 55 N End の範囲で有意に高いことが認め

られ、非対称縫合 4 mm でも 55 N Start および 55 N End で有意に高いことが認められた。その他の組み合わせでは有意な差は認められなかった。非対称縫合 3 mm は破断時のサイクル数および疲労強度ともに最も高く、Gap 形成においても最も小さい値であった。

Fig. 6 A plot of the number of cycles at rupture versus suture method : 2 mm or more asymmetry had significantly greater the number of cycles to rupture than symmetry and 3 mm or more asymmetry had significantly greater number of cycles to rupture than asymmetry 1 mm. Furthermore, Asymmetry 3 mm was the best in the number of cycles to rupture.

Fig. 7 A plot of the fatigue strength versus suture method : 2 mm or more asymmetry had significantly greater fatigue strength than symmetry and 3 mm or more asymmetry had significantly greater fatigue strength than asymmetry 1 mm. Furthermore, Asymmetry 3 mm was the best in fatigue strength.

Fig. 8 Process of gap formation for each suturing method showing the Range where all test materials did not rupture (10 N Start to 60 N Start). Asymmetry 3 mm was the smallest value in the gap formation.

Table1 Gap formation for each load value in each suturing method : Tendons with 3 mm or more asymmetry had significantly less the gap formation than tendons with symmetry. Furthermore, tendons with asymmetry 3 mm and 4 mm had significantly less the gap formation than tendons with asymmetry 1 mm.

	10 N Start	10 N End	15 N Start	15 N End	20 N Start	20 N End	25 N Start	25 N End
Symmetry	0.0±0.0	0.0±0.0	0.02±0.05	0.08±0.12	0.11±0.13	0.22±0.17	0.26±0.18	0.56±0.47
Asymmetry 1 mm	0.0±0.0	0.0±0.0	0.02±0.07	0.04±0.08	0.07±0.12	0.15±0.17	0.19±0.17	0.33±0.26
Asymmetry 2 mm	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.10±0.18	0.11±0.19	0.20±0.28	0.27±0.34	0.39±0.35
Asymmetry 3 mm	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.01±0.02	0.01±0.03	0.10±0.13 ^b
Asymmetry 4 mm	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.01±0.03	0.01±0.05	0.03±0.08	0.04±0.11	0.13±0.17 ^b
Asymmetry 5 mm	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.04±0.12	0.05±0.16	0.14±0.24	0.17±0.27	0.25±0.32

	30 N Start	30 N End	35 N Start	35 N End	40 N Start	40 N End	45 N Start	45 N End
Symmetry	0.68±0.52	1.04±0.69	1.14±0.74	1.38±0.79	1.47±0.79	1.80±0.89	1.86±0.91	2.17±0.91
Asymmetry 1 mm	0.37±0.26	0.57±0.40	0.65±0.46	0.91±0.55	0.96±0.54	1.36±0.64	1.40±0.64	2.05±0.75
Asymmetry 2 mm	0.46±0.39	0.74±0.53	0.81±0.57	1.06±0.59	1.15±0.60	1.43±0.64	1.55±0.65	1.85±0.71
Asymmetry 3 mm	0.14±0.15 ^a	0.22±0.15 ^a	0.27±0.17 ^a	0.46±0.26 ^a	0.50±0.27 ^a	0.67±0.33 ^a	0.74±0.36 ^a	1.04±0.41 ^{ac}
Asymmetry 4 mm	0.17±0.20 ^b	0.29±0.25 ^a	0.37±0.30 ^a	0.53±0.38 ^b	0.58±0.41 ^a	0.83±0.54 ^b	0.93±0.57 ^b	1.16±0.67 ^b
Asymmetry 5 mm	0.28±0.34	0.42±0.40 ^b	0.48±0.45 ^b	0.66±0.50 ^b	0.74±0.51 ^b	1.03±0.54	1.10±0.57	1.33±0.63

	50 N Start	50 N End	55 N Start	55 N End	60 N Start	60 N End	65 N Start	65 N End
Symmetry	2.27±0.97	2.27±1.19	2.80±1.14	3.45±1.27	3.73±1.58	4.44±1.56	4.56±1.58	4.91±1.22
Asymmetry 1 mm	2.15±0.76	2.61±1.00	2.75±1.06	3.21±1.23	3.20±1.23	3.67±1.03	3.75±1.05	3.68±0.88
Asymmetry 2 mm	1.99±0.73	2.27±0.73	2.39±0.76	2.77±0.82	2.87±0.85	3.37±0.93	3.43±0.94	3.64±0.69
Asymmetry 3 mm	1.11±0.39 ^{ac}	1.41±0.47 ^{ac}	1.51±0.47 ^{bc}	1.81±0.55 ^{ac}	1.88±0.54 ^a	2.25±0.62	2.35±0.60	2.82±0.70
Asymmetry 4 mm	1.22±0.66 ^b	1.54±0.67 ^b	1.59±0.69 ^{bc}	1.93±0.73 ^{ac}	1.97±0.75 ^a	2.28±0.81	2.37±0.79	2.68±0.87
Asymmetry 5 mm	1.42±0.67	1.74±0.72	1.83±0.75	2.12±0.80 ^b	2.22±0.76 ^b	2.67±1.03	2.78±1.03	3.24±1.23

	70 N Start	70 N End	75 N Start	75 N End	80 N Start	80 N End	85 N Start	85 N End
Symmetry	4.97±1.13							
Asymmetry 1 mm	3.74±0.85	4.21±0.0	4.34±0.0					
Asymmetry 2 mm	3.67±0.74	4.54±0.78	4.54±0.78	4.29±0.0	4.39±0.0			
Asymmetry 3 mm	2.89±0.71	3.42±0.41	3.54±0.44	3.89±0.74	3.98±0.63	3.80±0.0	4.13±0.0	
Asymmetry 4 mm	2.72±0.83	3.35±1.20	3.40±1.20	3.51±1.57	3.65±1.75	2.78±0.0		
Asymmetry 5 mm	3.32±1.18	3.58±1.24	3.67±1.22	3.80±0.16	3.94±0.29	4.72±0.0	4.78±0.0	

^a Significantly different from the Symmetry group ($p < 0.01$).

^b Significantly different from the Symmetry group ($p < 0.05$).

^c Significantly different from the Asymmetry 1mm group ($p < 0.05$).

4. 考 察

破断時のサイクル数, 疲労強度および Gap 形成の全ての結果より, 6-strands ペニントン縫合において, 3 mm から 5 mm ずらしの縫合を行うことで, 破断時のサイクル数および疲労強度が増加し, Gap 形成も減少した。これは, 術後のリハビリテーション時に発生する再断裂の減少につながり, Gap により引き起こされる癒着の軽減にも貢献出来ると考えられる。その中でも, 破断時のサイクル数および疲労強度において, 非対称縫合 3 mm が最も高い値を示し, Gap 形成においても, 10 N Start から 60 N Start までの範囲において最も小さい値を示しているため, 非対称縫合 3 mm は最も有用な縫合方法だと考えられた。非対称性 6-strands ペニントン縫合は従来の 6-strands ペニントン縫合と比較して, 非常に大きな疲労強度を持つことが実証された。これらの結果は Wu らの研究の知見とも一致しているが (Wu and Tang, 2014), 本研究では, どの程度の非対称が有効かも示すことが出来た。

破断時のサイクル数および疲労強度のグラフにおいて、対称縫合における最も強度が高い個体と非対称縫合 3 mm における最も強度が低い個体では、対象縫合の強度が高くなっているように、同じ群における個々のばらつきが生じている。本研究ではブタの腱という個体差があり、再現性の出にくい生体材料を対象に試験を行っているため、このようなばらつきが生じたと考えられる。臨床での応用を考えた場合、個体差が起きることは前提条件としておく必要がある。したがって、本研究では、多くの試料に対し実験を行い、データを計測することで、群を作成し、群間での統計学的な有意差の有無を判断した。

対称縫合および非対称縫合の縫合部の断面積の状態を図 9 に示す。Rawson らによると、縫合部の周囲に楕円状に高い応力が掛かることが報告されている (Rawson et al., 2015)。したがって、6-strands ペニントン縫合に対して非対称性 6-strands ペニントン縫合が有効である理由の一つとして、対称縫合は縫合部の断面積が円形であるのに対し、非対称縫合は楕円形であることが考えられる。応力の集中する縫合部間の距離が離れることで負荷の分散が起きたと考えられ、非対称縫合における単位面積当たりの引張荷重は対称縫合よりも低かったと推測され、非対称縫合の強度が増したと考えられる。

非対称縫合 3 mm, 4 mm および 5 mm における主縫合の縫合部および補助縫合の縫合部間距離を図 10 に示す。主縫合 3 対はそれぞれ A, B および C と示す。非対称縫合 4 mm および 5 mm に対して非対称縫合 3 mm の破断時のサイクル数および疲労強度が高く、Gap 形成が小さな理由の 1 つとして、ずらし距離が 4 mm, 5 mm と増えるにつれて、主縫合 C と補助縫合の縫合部間距離が狭くなることで、高い応力が掛かる部分が近くなり、負荷が集中したと考えられる。負荷が集中したことで、破断時のサイクル数および疲労強度が減少し、Gap 形成が増加したと考えられる。したがって、非対称縫合 3 mm が最も適切なずらし距離であり、有用な縫合方法であると考えられる。これらの結果は臨床における指屈筋腱の縫合強度の向上に貢献できると考えられる。

Fig. 9 Cross sectional area of the suturing of symmetry and Asymmetry 3 mm.

Fig. 10 Distances between sewn portions of core sutures and peripheral sutures in an asymmetry 3 mm, 4 mm and 5 mm.

5. 結 言

ブタの深指屈筋腱を用いて、6-strands ペニントン縫合および非対称性 6-strands ペニントン縫合 5 種類についてサイクリック試験を用いて評価した。6-strands ペニントン縫合と比較し、非対称性 6-strands ペニントン縫合は破断時のサイクル数および疲労強度において有意に高い値が認められ、Gap 形成においても有意に低い値が認められた。さらに、非対称性 6-strands ペニントン縫合の中でも、得に 3 mm の非対称縫合を行うことが望ましいと考えられた。

References

- Barrie, A. K., Tomak, L. S., Cholewicki, J. and Wolfe, W. S., The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading, *The Journal of Hand Surgery*, Vol.25, No.4 (2000), pp.714–720.
- Giles, M. J., Black, E. A. and Bischoff, E. J., Anomalous rate dependence of the preconditioned response of soft tissue during load controlled deformation, *Journal of Biomechanics*, Vol.40, No.4 (2007), pp.777–785.
- Kleinert, E. H. and Verdan, C., Report of the committee on tendon injuries, *The Journal of Hand Surgery*, Vol.8, No.5 (1983), pp.794–798.
- Lee, I. H., Lee, S. J., Kim, H. T., Chang, H. S., Park, J. M. and Lee, J. G., Comparison of flexor tendon suture techniques including 1 using 10 strands, *The Journal of Hand Surgery*, Vol.40, No.7 (2015), pp.1369–1376.
- Mao, F. W., Wu, F. Y., Zhou, L. Y. and Tang, B. J., A study of the anatomy and repair strengths of porcine flexor and extensor tendons: are they appropriate experimental models?, *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol.36, No.8 (2011), pp.663–669.
- Pruitt, L. D., Manske, R. P. and Fink, B., Cyclic stress analysis of flexor tendon repair, *The Journal of Hand Surgery*, Vol.16, No.4 (1991), pp.701–707.
- Rawson, S., Cartmell, S. and Wong, J., Suture techniques for tendon repair; a comparative review, *Muscle, Ligaments and Tendons Journal*, Vol.3, No.3 (2013), pp.220–228.
- Rawson, D. S., Margetts, L., Wong, F. K. J., and Cartmell, H. S., Sutured tendon repair; a multi-scale finite element model, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol.14, No.1 (2015), pp.123–133.
- Schneider, A. C., Rasband, S. W. and Eliceiri, W. K., Nih image to imagej: 25 years of image analysis, *Nature Methods*, Vol.9 (2012), pp.671–675.
- Takeuchi, N., Mitsuyasu, H., Hotokezaka, S., Miura, H., Higaki, H. and Iwamoto, Y., Strength enhancement of the interlocking mechanism in cross-stitch peripheral sutures for flexor tendon repair: biomechanical comparisons by cyclic loading, *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol.35, No.1 (2010), pp.46–50.
- Takeuchi, N., Mitsuyasu, H., Kikuchi, K., Shimoto, T., Higaki, H. and Iwamoto, Y., The biomechanical assessment of gap formation after flexor tendon repair using partial interlocking cross-stitch peripheral sutures, *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol.36, No.7 (2011), pp.584–589.
- Wu, F. Y. and Tang, B. J., The Effect of asymmetric core suture purchase on gap resistance of tendon repair in linear cyclic loading, *The Journal of Hand Surgery*, Vol.39, No.5 (2014), pp.910–918.