T2R2 東京科学大学 リサーチリポジトリ
Science Tokyo Research Repository

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	多繊維能動構造体とヒト型筋骨格ロボットの研究
Title(English)	
著者(和文)	車谷駿一
Author(English)	Shunichi Kurumaya
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第11127号, 授与年月日:2019年3月26日, 学位の種別:課程博士, 審査員:鈴森 康一,中島 求,田中 博人,菅原 雄介,遠藤 玄
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第11127号, Conferred date:2019/3/26, Degree Type:Course doctor, Examiner:,,,,
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

Powered by T2R2 (Science Tokyo Research Repository)

平成 30 年度　学位論文

多繊維能動構造体と
ヒト型筋骨格ロボットの研究

東京工業大学　工学院　機械系

車谷駿一

目次

目次 i
図目次 iii
表目次 xi
1. 序論 1
1.1. 本研究の背景 1
1.1.1. 次世代空圧人工筋に求められる性能 1
1.1.2. 筋骨格ロボット 2
1.2. 従来研究 3
1.2.1. 空圧人工筋 3
1.2.2. 細径人工筋とその応用 6
1.2.3. ヒト型筋骨格ロボット 10
1.3. 本研究の位置づけと目的 12
1.4. 本論文の構成 15
2. 多繊維化に向けた細径人工筋の特性解明と定式化 16
2.1. 構造と動作原理 16
2.1.1. 構造と基本特性 16
2.1.2. 製作方法 18
2.1.3. 動作原理 19
2.2. 力学特性 20
2.2.1. 特性試験 20
2.2.2. 力学特性の定式化 25
2.3. 耐久性 30
2.3.1. 破壊機構 30
2.3.2. 湾曲状態における耐久性 34
2.4. まとめ 36
3. 多繊維能動構造体の開発と筋繊維干渉メカニズムの解明 37
3.1. 並列構造人工筋の開発と特性評価 37
3.1.1. 設計と基本特性 37
3.1.2. 筋繊維間干渉モデリング 43
3.1.3. 並列構造人工筋の力学特性 45
3.1.4. 筋繊維数・アスペクト比の収縮特性に対する影響 51
3.2. 三つ編み能動織布の開発と特性評価 56
3.2.1. 三つ編み構造に基づく織布化 56
3.2.2. 三つ編み構造における筋繊維干渉メカニズムのモデリング 59
3.2.3. 三つ編み人工筋の力学特性 62

3.2.4. 編みピッチを考慮した比較実験と考察 68
3.2.5. 三つ編み能動織布の力学特性 71
3.2.6. 編み回数とユニット間交換回数を考慮した比較実験と考察 77
3.3. 多繊維構造化に関する考察 80
3.3.1. 多繊維能動構造体と従来の空圧人工筋の比較 80
3.3.2. 多繊維化による人工筋の収縮特性変化 82
3.4. まとめ 86
4. 細径人工筋を用いたヒト型筋骨格ロボットの開発 87
4.1. 生体筋肉と筋骨格構造 87
4.1.1. 生体筋肉を模倣した多繊維能動構造体の検討 87
4.1.2. ヒトの筋骨格構造 89
4.2. 筋骨格ロボットの設計と開発 97
4.2.1. ヒト型骨格の設計と開発 97
4.2.2. 多繊維能動構造体の筋骨格適用 99
4.2.3. ヒト型筋骨格ロボット下肢と従来研究の比較 107
4.3. 動作実験 108
4.3.1. ヒト型筋骨格ロボットの駆動システム 108
4.3.2. 関節動作 109
4.3.3. 足部アーチ構造のコンプライアンス特性 118
4.4. まとめ 122
5. 結論 123
5.1. 本研究の成果 123
5.2. 今後の展望 124
付録 126
A) 筋肉自由度の定義に関する議論 126
B) 並列構造人工筋の収縮率増加の理論式の導出 126
C) 三つ編み構造に基づいた能動織布の理論式の導出 128
D) 4.8 mm 細径人工筋の力学特性 129
参考文献 132
謝辞 144
業績一覧 145
印刷論文 145
口頭発表 145
受賞 146
特許 146
解説記事 146
本論文に関係しない業績 147
印刷論文 147

査読付国際学会 147
口頭発表 147
特許 148

図目次

Figure 1.1 Conventional artificial muscles. (a) pouch motor [87]. (b) (c) Origami artificial muscles [24, 88]. (d) McKiben muscle [109]. (e) Pleated muscle [110]. (f) Pleated muscle with ring [111]. (g) Yarlott muscle [106]. (h) ROMAC muscle [107]. (i) Kukolj muscle [112]. 5
Figure 1.2 Miniature McKibben muscle in previous works [114, 115]. 8
Figure 1.3 Application of thin McKibben muscles. (a) Biomimetic octopus arm [119]. (b) Exoskeleton inflatable robotic Arm [120]. (c) 20 m balloon Giacometti arm [123]. (d) Long-legged hexapod Giacometti robot [124]. (e) Assist suit for lower limb. (f) Assist suit for upper limb. 8
Figure 1.4 Active textiles and multifilament actuators using thin McKibben muscles. (a) Active textile consisting only of thin McKibben muscle. (b) Active textile consisting of thin McKibben muscle and yarn. (c) Active knit [131]. (d) Fabric actuator with thin McKibben muscle [132]. (e) Braiding thin McKibben muscle [133]. (f) 3D multifilament structure [134]. 9
Figure 1.5 Classification of conventional musculoskeletal robots from the viewpoint of structure and actuators. (a) Kenshiro [135]. (b) Kengoro [136]. (c) ECCEROBOT [66]. (d) Chewing robot [137]. (e) Shadow biped robot [138]. (f) 3D biped robot [139]. (g) Athlete robot [140]. (h) PANTER [141]. (i) Pneuborn [142]. (j) Pneumat-BS [146]. (k) Lucy [103]. (l) BeBe [144]. 11
Figure 1.6 Development objective and comparison of muscles number and redundancy in lower limb between human and conventional musculoskeletal robots. Each number beside points corresponds conventional musculoskeletal robots. (1). Kengoro [136] (2) Kenshiro [135]. (3) Pneumat-BS [146]. (4) Biped robot [68]. (5) Shadow biped robot [138]. (6) PANTER [141]. (7) Pneuborn-13 [142]. (8) Anthropomorphic legs [57]. (9) Athlete robot [140]. (10) 3D Biped robot [139]. (11) Lucy [103]. (12) Pneuborn-7II [142]. 14
Figure 2.1: Thin McKibben muscle comprising an inner tube and outer sleeve has a diameter of 1.8 mm. The braiding angle is 18°. 17
Figure 2.2: Braiding machine fabricating thin McKibben muscles. 17
Figure 2.3: Role of a thin McKIbben muscle which is 500 m. 17

Figure 2.4: Deformed thin McKibben muscles at an air pressure of 0.30 MPa with a 100 g load attached at the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm. 18
Figure 2.5: Thin McKibben muscle with air supply tube and tendons. 19
Figure 2.6: Operating principle of thin McKiben muscle. 19
Figure 2.7: Enlarged view of thin McKibben muscles at an air pressure of 0.40 MPa with changing braiding angle. 20
Figure 2.8: Experimental system constructed to measure the contraction force and amount of contraction. 21
Figure 2.9: Experimental instrument. 21
Figure 2.10: Contraction force of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 22.1 N under an air pressure of 0.55 MPa. 23
Figure 2.11: Contraction ratio of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27.2% under an air pressure of 0.55 MPa. 23
Figure 2.12: Expansion ratio of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 158% under an air pressure of 0.55 MPa. 24
Figure 2.13: Compliance characteristics of thin McKibben muscle with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa, where the maximum contraction force is 11 N and the maximum con-traction ratio is 21%. 24
Figure 2.14: Static characteristics comparison of thin McKibben muscle between experimental value and theoretical value derived from schulte formula under an air pressure of 0.30 MPa. 25
Figure 2.15: Least square fitting that determines the three coefficients for the thin McKibben muscle. α, β, and γ are based on the experimental results obtained from measuring the contraction force and the amount of contraction, where the applied air pressure varied by 0.1 MPa from 0 MPa to 0.5 MPa. 27
Figure 2.16: Least square fitting that determines the three coefficients for the thin McKibben muscle. D_1, D_2, and D_3 are based on the experimental results obtained from measuring the radial expansion and the amount of contraction in the same manner as measuring the contraction force and the amount of contraction. 28
Figure 2.17: Contraction force of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 22 N under an air pressure of 0.55 MPa. 28

Figure 2.18: Contraction ratio of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27% under an air pressure of 0.55 MPa..... 29
Figure 2.19: Expansion ratio of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 160% under an air pressure of 0.55 MPa..... 29
Figure 2.20: Destruction modes of thin McKibben muscle. (a) Normal expansion. (b) Uneven expansion of the inner tube. (c) Inner tube buckling in the sleeve. (d) Inner tube ripped by fibers..... 31
Figure 2.21: Example of (a) uneven expansion and (b) inner tube buckling. 32
Figure 2.22: Example of plastic deformation of inner tube..... 32
Figure 2.23: Example of irreversible change of braiding angle. 33
Figure 2.24: Example of (a) hole made on inner tube by sleeve and (b) rupture of inner tube..... 33
Figure 2.25: Scratches on inner tube surface by sleeve..... 33
Figure 2.26: Bending durability test system..... 35
Figure 2.27: Bending durability test settings for (a) Single body bending durability test and (b) Multifilament durability test..... 36
Figure 3.1: Structure of typical multifilament muscle. 39
Figure 3.2: Example of developed multifilament muscle consisting of 30 thin McKibben muscles working as a linear actuator. This is the basic shape that imitates a normal muscle. Muscle fibers are curved to the outside with their radial expansion. 39
Figure 3.3: Deformed multifilament muscle consisting of 30 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.3 MPa with a 5 N load attached at the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm..... 40
Figure 3.4: Schematic diagram of human muscle. (a) Biceps muscle. (b) Flat muscle [159]. 41
Figure 3.5: Example of multifilament muscle imitating human muscles. (a) Biceps muscle. (b) Flat muscle. 41
Figure 3.6: Biceps multifilament muscle consisting of 60 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.25 MPa with a 50 N load attached at the bottom..... 42
Figure 3.7: Flat multifilament muscle consisting of 20 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.25 MPa with a 25 N load attached at the bottom..... 42
Figure 3.8: Model I: Muscle fibers bend at a right angle at both ends with air pressure and are arranged without gaps, which is considered in a two-dimensional model. 43

Figure 3.9: Model II: Focusing on the outer shape of the multifilament muscle, the muscle fiber bundle is assumed to take the form of a rhombus in a two-dimensional plane. 44
Figure 3.10: Contraction force of multifilament muscle at each applied air pressure. Maximum contraction force is 159.8 N at an air pressure of 0.50 MPa. 45
Figure 3.11: Contraction ratio of multifilament muscle at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 29% at an air pressure of 0.50 MPa. 46
Figure 3.12: Compliance characteristics of multifilament muscle with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 100.3 N and maximum contraction ratio is 22%. 46
Figure 3.13: Contraction force of multifilament muscle and thin McKibben muscle at each applied air pressure. Multifilament muscle has smaller contraction force than thin McKibben muscle at air pressures between 0.20 and 0.50 MPa. 48
Figure 3.14: Contraction ratio of multifilament muscle and thin McKibben muscle under each applied air pressure. Multifilament muscle has a larger contraction ratio than thin McKibben muscle at air pressures between 0.25 and 0.50 MPa, and theoretical equations derived from Model II considering the curved shape are consistent with the experimental value. 49
Figure 3.15: Compliance characterestics of multifilament muscle and thin McKibben muscleunder an air pressure of 0.30 MPa. Multifilament muscle has larger contraction ratio than thin McKibben muscle at a maximum contraction ratio and theoretical equa-tions derived from Model II considering the curved shape is consistent with theexperimental value. 50
Figure 3.16: Multifilament muscles with various muscle numbers and lengths. 52
Figure 3.17: Compliance characteristics of multifilament muscle and thin McKibben muscle by varying the number of bundled muscles under an air pressure of 0.30 MPa. 53
Figure 3.18: Compliance characteristics of multifilament muscle and thin McKibben muscle by varying the aspect ratio of the thin McKibben muscle under an air pressure of 0.30 MPa. 53
Figure 3.19: Difference between two-dimensional and three-dimensional model in the modeling of multifilament muscle consisting nine thin McKibben muscles. (a) In the two-dimensional model, thin McKibben muscles are arranged linearly in cross section. (b) In the three-dimensional model, thin McKibben muscles are arranged two-dimensionally in cross section. 55

Figure 3.20: Schematic view of the active textile braided muscle in three strands. Active textile consisting of braided units in three strands and the braided units are bound by exchanging muscles with each other. 57
Figure 3.21: Fabrication procedure for active textile consisting of five braided units. (1) Braided muscles with three strands in each unit, which correspond to legend 1 in Figure 3.20. (2) Braiding point in a unit, which corresponds to legend 2 in Figure 3.20. (3) Muscle replacement between adjacent units, which corresponds to legend 3 in Figure 3.20. 57
Figure 3.22: Active textile braided in three strands, consisting of 10 units, making 30 thin McKibben muscles. Left: Natural state of the active textile with no air pressure applied. Right: Active textile at an applied air pressure of 0.40 MPa with no load. 58
Figure 3.23: Example of deformed active textile consisting of 30 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.3 MPa with a 5 N load attached to the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm. 59
Figure 3.24: Three-strand braided unit arranged in a two-dimensional model without gaps. 61
Figure 3.25: Braided muscle in three strands used in the characteristic experiment. 62
Figure 3.26: Contraction force of braided muscle in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction force is 44.4 N at an air pressure of 0.50 MPa. 63
Figure 3.27: Contraction ratio of braided muscle in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 34.5 % at an air pressure of 0.50 MPa. 63
Figure 3.28: Compliance characteristics of braided muscle in three strands with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 31.3 N and maximum contraction ratio is 26.7 %. 64
Figure 3.29: Contraction force of braided muscle in three strands and single muscle at each applied air pressure. Braided muscles exhibited a smaller contraction force per muscle than a single thin McKibben muscle at air pressures between 0.15 and 0.50 MPa. 65
Figure 3.30: Contraction ratio of braided muscle in three strands and single muscle at each applied air pressure. The braided muscles exhibited a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at air pressures between 0.20 and 0.50 MPa, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle are consistent with the trend of the experimental results. 66

Figure 3.31: Compliance characteristics of braided muscle in three strands and single muscle at an air pressure of 0.30 MPa. The braided muscle clearly exhibit a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at the maximum contraction ratio, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle are consistent with the trend of the experimental results. 67
Figure 3.32: Braided muscles in three strands with various initial braiding pitches. 69
Figure 3.33: Compliance characteristics of braided muscles and obtained by varying the initial pitch of the braid at an air pressure of 0.30 MPa. 69
Figure 3.34: Active textile braided in three strands used in the characteristic experiment. 71
Figure 3.35: Experimental instrument with fixtures for active textile. 72
Figure 3.36: Contraction force of active textile braided in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction force is 131.4 N at an air pressure of 0.40 MPa. 72
Figure 3.37: Contraction ratio of active textile braided in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 29.6% at an air pressure of 0.40 MPa. 73
Figure 3.38: Compliance characteristics of active textile braided in three strands with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 106.3 N and maximum contraction ratio is 26.8%. 73
Figure 3.39: Contraction force of active textile and single muscle at each applied air pressure. The experimental values were recorded as the muscle contracted. The active textile exhibited a smaller contraction force per muscle than the single thin McKibben muscle strand at air pressures between 0.20 and 0.40 MPa. 75
Figure 3.40: Contraction ratio of active textile and single muscle at each applied air pressure. The active textile exhibits a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at air pressures between 0.15 and 0.40 MPa, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle is consistent with the trend of the experimental results. 75
Figure 3.41: Compliance characteristics and hysteresis curves of active textile and single muscle at an air pressure of 0.30 MPa. The active textile exhibits a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at the maximum contraction ratio, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle is consistent with the experimental results. 76

Figure 3.42: Active textiles braided in three strands with thin McKibben muscle; Specimens AT-1, -2, and -3 have a different number of braids in each unit and the same number of muscle exchanges per unit; Specimens AT-2, -4, and -5 have a different number of muscle exchanges per unit and the same number of braids in each unit. 78
Figure 3.43: Compliance characteristics of active textile versus the number of muscle braids in each unit at an applied air pressure of 0.30 MPa. Number of braids in a unit is *m* and number of exchanges during units is same (p=3)..... 79
Figure 3.44: Compliance characteristics of active textile versus the number of muscle exchanges per unit at an applied air pressure of 0.30 MPa. Number of exchanges during units is *p* and number of braids in a unit is same (m=16).79
Figure 3.45: Enlarged view of an active textile braided in three strands with thin McKibben muscle at an applied air pressure of 0.30 MPa. Note that gaps are present between the thin McKibben muscles and that parts of the textile exhibit uneven expansion..... 85
Figure 4.1: Structure of spindle muscle and bipennate muscle..... 88
Figure 4.2: Placement of muscles acting on the jaw [159]. 89
Figure 4.3: Spinal structure with physiological curvature [159]..... 90
Figure 4.4: Placement of muscles acting on the trunk [159]..... 91
Figure 4.5: Placement of muscles acting on the hip [159]..... 92
Figure 4.6: Classification of the muscles used for each motion of the hip based on human anatomy [83]. 93
Figure 4.7: Placement of muscles acting on the knee [159]. 94
Figure 4.8: Classification of the muscles used for each motion of the knee based on human anatomy [83]. 95
Figure 4.9: Placement of muscles acting on the ankle [159]..... 96
Figure 4.10: Classification of the muscles used for each motion of the ankle based on human anatomy [83]. 97
Figure 4.11: Musculoskeletal model used as a body of musculoskeletal robot. 98
Figure 4.12: Silicone ligament fixing between vertebral bodies. (Left: side view. Right: cross-sectional view.) 98
Figure 4.13: Spinal motion. (Left: bending. Middle: extension. Right: side bending.)..... 99
Figure 4.14: Developed musculoskeletal mechanism of the jaw which includes eight thin McKibben muscles..... 100
Figure 4.15: Thin McKibben muscle with diameter 4.8 mm applied to the trunk..... 101
Figure 4.16: Developed musculoskeletal mechanism of the trunk which includes 61 thin McKibben muscles..... 103

Figure 4.17: Developed musculoskeletal mechanism of the lower limb which includes 36 multifilament muscles. 105
Figure 4.18: Retinaculum and sheath made of urethane tubes and metal pulley. 106
Figure 4.19: Robot control system for thin McKibben muscles. The multifilament muscles on the robot are provided with air pressure through a regulator and solenoid valves. 108
Figure 4.20: Chewing motion of musculoskeletal robot. (a) Open (b) Close (c) Grinding to the left (c) Grinding to the right. 109
Figure 4.21: Operation of chewing a stick-shaped snack confection by opening and closing the mouth at a cycle of one second. 110
Figure 4.22: Extension of the trunk without abdominal muscles. (a) Natural state. (b) Extension. 111
Figure 4.23: Side bending of the trunk without abdominal muscles. (a) Natural state. (b) Left side bending. (c) Right side bending. 111
Figure 4.24: Flexion and extension of the trunk. (a) Face up of natural state. (b) Flexion (b) Face down of natural state. (b) Extension. 112
Figure 4.25: Side bending of the trunk. (a) Natural state. (b) Left side bending. (c) Right side bending. 113
Figure 4.26: Convolution of the trunk. (a) Natural state. (b) Left convolution. (c) Right convolution. 113
Figure 4.27: Hip motion of musculoskeletal robot. (a) Flexion. (b) Extension. (c) Adduction. (a) Abduction. (b) External rotation. (c) Internal rotation. 115
Figure 4.28: Knee motion of musculoskeletal robot. (a) Extension. (b) Flexion. (c) Internal rotation. (a) External rotation. 116
Figure 4.29: Ankle motion of musculoskeletal robot. (a) Dorsal flexion. (b) Plantar flexion. (c) Pronation. (d) Supination. (e) Adduction. (f) Abduction. 117
Figure 4.30: Ligamentous specimen of a human right foot cited from [162] and added legends. (a) Plantar aponeurosis becomes slack and wavy with no load. (b) Planter aponeurosis is tightened support the arch with load. 120
Figure 4.31: Experimental setup measuring foot arch compliance of the musculoskeletal robot. (a) Foot arch structure retained by plantar aponeurosis. (b) Experimental instrument. 120
Figure 4.32: Change in the foot arch compliance, N: before muscle contraction, TP: after contraction of tibialis posterior, FL: after contraction of fibularis longus, TP+FL: after contraction of both tibialis posterior and fibularis longus. 121
Figure apx. 1 Detailed schematic Model II in a two-dimensional plane. 127

Figure apx. 2 Contraction force of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 73.2 N under an air pressure of 0.55 MPa. 129
Figure apx. 3 Contraction ratio of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27.9% under an air pressure of 0.55 MPa. 130
Figure apx. 4 Expansion ratio of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 102% under an air pressure of 0.55 MPa. 130
Figure apx. 5 Compliance characteristics of 4.8 mm thin McKibben muscle with empirical formulae under each applied air pressure. 131

表目次

Table 2.1: Specifications of thin McKibben muscles used in the experiment and bundled. 22
Table 2.2: Six coefficients for thin McKibben muscle determined by least square fitting. 27
Table 3.1: Specifications of multifilament muscle used in the characteristic experiment. 45
Table 3.2: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for multifilament muscle and thin McKibben muscle at air pressure of 0.50 MPa. 50
Table 3.3: Specifications of multifilament muscles used in the comparison experiment. 52
Table 3.4: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for multifilament muscles and single thin McKibben muscle. 54
Table 3.5: Specifications of braided muscle in three strands used in the characteristic experiment. 62
Table 3.6: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for braided muscle in three strands and thin McKibben muscle at air pressure of 0.50 MPa. 67
Table 3.7: Specifications of the braided muscles in three strands with various initial braiding pitches. 68
Table 3.8: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for braided muscles and single thin McKibben muscle. 70
Table 3.9: Specifications of active textile braided in three strands used in the characteristic experiment. 72
Table 3.10: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for active textile braided in three strands and thin McKibben muscle at air pressure of 0.40 MPa. 76

Table 3.11: Specifications of the active textiles braided in three strands with thin McKibben muscle with various number of muscle braids in each units and various numbers of muscles exchanged between units. 78
Table 3.12: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for active tectile and single thin McKibben muscle. 80
Table 3.13 Comparion between multifilament active strucures and conventioal McKibben muscle. 84
Table 3.14 Comparison of scharacteristics and EDM among multifilament active structures. 84
Table 4.1: Classification of the muscles used for each motion of the jaw based on human anatomy [83]. 89
Table 4.2: Design specifications of thin McKibben muscles for the jaw. 99
Table 4.3: Design specifications of thin McKibben muscles for the trunk. 101
Table 4.4: Design specifications of thin McKibben muscles for the lower limb. 104
Table 4.5 Comparison of muscles number ratio and redundancy ratio in lower limb between human, conventional musculoskeletal robots and developed musculoskeletal robot in this research. 107
Table 4.6: Range of motion of musculoskeletal robot and human trunk without abdominal muscles [84]. 112
Table 4.7: Range of motion of musculoskeletal robot and human trunk [84]. 114
Table 4.8: Range of motion of musculoskeletal robot and human hip joints [84]. 115
Table 4.9: Range of motion of musculoskeletal robot and human knee joints [84]. 116
Table 4.10: Range of motion of musculoskeletal robot and human ankle joints [84]. 117
Table 4.11: Comparison of displacement of the foot with 200 N and EDR. 121
Table apx. 1: Specifications of thin McKibben muscles with diameter of 4.8 mm used in the experiment and trunk mechanism. 131
Table apx. 2: Six coefficients for thin McKibben muscle with diameter of 4.8 mm determined by least square fitting. 131

1. 序論

1.1. 本研究の背景

1.1.1. 次世代空圧人工筋に求められる性能

これまでのロボット技術は「高出力」,「高速度」,「高精度」を求めて発展し，ロボット研究・開発者はこれらの要求を達成するために高剛性のロボット機構を追求してきた[1]．低剛性のロボット要素は高重量物を扱うには剛性不足かつ高速駆動時には振動の原因となり，コンプライアンスやヒステリシス特性は位置決め精度を低下させるため，ロボット機構に低剛性要素が組み込まれるのは連続体アームのボディ[2, 3, 4]や衝撃吸収材といった特定用途に限定されていた．現在，少子高齢化や労働人口の減少による働き手の高齢化および不足問題[5, 6]を解決するためにロボット技術は今まで以上に注目を集めており[7]，ロボットの活躍の場が工場や倉庫内の無人の場所から人間の生活空間に移ろうとしている．人間とインタラクションのある環境でロボットが活躍するために人間や周囲のものを傷つけない安全性や環境適応性が必要であり，協働ロボットやサービスロボット，ロボティックアシストスーツにはコンプライアンス特性や軽さ，やわらかさが求められている．電磁モータは高い位置決め精度と使いやすさから現在多くのロボットに採用されているがコンプライアンスに乏しいため，前述したロボットに適用する際には駆動機構に弾性要素を加えることやフィードバック制御などによって外力に対するコンプライアンスを付加して上記の要求を満たす必要がある．しかしながら,こうした機能を求めたロボットシステムはロボットの複雑化と大型化を招き，結果として安全性や環境適応性を損ねるというジレンマが起きる．こうした背景から既存のロボット要素を軽量でコンプライアンスのあるものに置き換えることでロボットの安全性や人との親和性を高めることが求められている．

この問題を解決するロボット要素としてコンプライアンスに富んだソフトアクチュエータ[8, 9, 10]があり，高齢者の日常動作補助や労働者の作業支援を目的としたロボティックアシストスーツ[11, 12, 13]や人がいる環境で人と一緒に作業する協働ロボット[14, 15, 16, 17]の研究・開発が産学で積極的に取り組まれている．ソフトアクチュエータはやわらかい素材で構成されるアクチュエータで，pH や電場，磁場に応答する高分子[18, 19]や誘電エラストマ[20, 21]を用いたものとゴム素材を用いた空圧で駆動するソフトアクチュエータ[22, 23, 24]が代表的である．中でも空圧ソフトアクチュエータは空圧を印加することで駆動し，前者と比較して変位が大きく寸法設計に自由度が大きいことから大小様々な柔軟物の把持[25, 26, 27]や医療用ロボット[28, 29]，生物模倣ロボット[30, 31]のアクチュエータとして広く使用されており[32]，人間とインタラクションのあるロボット[33, 34, 35]やハプティックデバイス[36, 37]にも応用されている．1980 年後半に開発された FMA (Flexible MicroActuator) [22]は繊維の強化方向次第で空圧印加時に伸展，屈曲，ねじれなど様々な動作を生み出すことができることから自立ロボット[39, 40]や生物標本の採集用ロボットハンド[41, 42]，麻痺患者の動作補助[43, 44]などに応用されている．このような伸展，屈曲，ねじれ動作を行うアクチ

ュエータは単体で様々な機能を創出することに優れている一方で，既存のロボット機構を駆動させるのに不向きである．

空圧人工筋は空気圧によって収縮する直動アクチュエータであり，エアシリンダなどの直動アクチュエータとの互換性や腱駆動系への適用など既存のロボットシステムや福祉機器への適応性が高い[45, 46]. 空圧人工筋は高い出力重量比や空圧に由来したコンプライアンス特性が特徴で，広く普及しているマッキベン型は小児麻痺患者の四肢運動をサポートする目的で 1960 年代に開発された[47, 48]．空圧によって直動するアクチュエータの代表であるエアシリンダが金属で作られており高重量，高剛性であるのに対して空圧人工筋はゴム材と繊維から作られているため軽量かつ柔軟である．こうしたメリットを生かして空圧人工筋をロボットに適用することで装着者の負担を最小限にすることができるサポートスーツ，人や周囲のものにぶつかっても安全なコンプライアンスの高い軽量な協働ロボット，生物と同等の冗長駆動系を有する筋骨格ロボットの実現が可能である[49]．しかしながら，従来の空圧人工筋はエアシリンダや電磁モータと比較して軽量かつ柔軟性，コンプライアンスに富んでいるが，直径数 cm オーダの人工筋は空圧印加時に柔軟性が失われること，端部に金属マニフォールドが使用[50]されており高重量化が避けられないというデメリットから，筋骨格ロボット開発においてヒトの筋骨格構造を忠実に模倣するための冗長性を十分に確保できない，アシストスーツに使用する場合には大きな外骨格が必要となり，結果としてアプリケーション全体で人工筋の特性を生かしきれないという課題がある．この課題を解決するために，既存の人工筋以上の軽量性と形状柔軟性が次世代の人工筋に求められている．

1.1.2. 筋骨格ロボット

生物の特徴的な身体機能に習うことでこれまでの機械では実現できなかった機能を実現するために多くの生物模倣ロボットが開発されてきた[51, 52, 53, 54, 55, 56]が，特にヒト型ロボットは人体の身体機能を理解して再現すること[57, 58, 59, 60]やアバターロボット[61, 62, 63]や自立ロボット[64, 65]といった人間の代替として産学で盛んに研究・開発が行われてきた．中でも人体構造を完全に模倣することで人間と同等の機能を再現しようとするヒト型筋骨格ロボットはヒト動作の実現や人体機能を科学的に検証するためのプラットフォームとすることを目的として研究が行われている[66, 67, 68]．ヒトの筋骨格駆動系は拮抗駆動や二関節筋による可変剛性関節やロバスト性といった機構学的観点から興味深い特性があり[69]，これをロボットに応用することでヒトに近い力学特性を有したロボット機構が実現できる[70, 71]．また，臨床研究において身体の運動機能，制御機能，および筋機能を理解するためには筋電位信号などを外部から計測して被験者に害の及ばない範囲で実験を行うか[72, 73, 74, 75, 76]，献体を用いて検証[77, 78, 79]する必要があり，倫理的観点から検証できる手段は限られている．特に身体の機能障害に関する検証実験は実際に障害を持つ被験者の協力が必要[80, 81]であり, 被験者への負荷が大きいことやサンプル数が十分に取れないことが問題である．こうした背景からヒトを対象とする研究の被験者代替ロボットが求められており，ヒト型筋骨格ロボットは最も人体に近い機構と特性を有するロボットとして研究・開発が進められている．

筋骨格ロボットは生物の骨格と駆動系に即したロボット機構を有する生物模倣ロボットである．生物の骨格は複数の骨から構成され，骨同士は弾性のある靭帯によって結合されていることから骨同士のすべりや転がりによって大きな可動域を有しており，生物のアクチュエータである生体筋肉は腱を介して骨に付着し，収縮することで関節を動かしている[82, 83]．生物の筋骨格駆動系には腱駆動機構，冗長駆動機構，筋肉のコンプライアンス特性という 3 つの特徴がある．生物は回転軸を持たない骨同士の転がりすべり関節を有しており[84]，腱を介した筋肉の収縮力によって関節を動作させることで回転軸関節よりもシンプルで大きな自由度と可動域を実現している．しかしながら，骨格の関節は自由度が大きく，弾性のある靭帯のみで固定されているため，意図しない関節動作や脱臼の危険性がある．これを解決するために生物は関節の自由度よりも多くの筋肉数で構成される冗長駆動機構を有している．筋骨格の冗長駆動機構は深部の小さい筋肉が関節の安定性を高めて浅部の大きな筋肉が関節動作に大きく作用することで，関節剛性変化や筋肉収縮の組み合わせによる特定の方向への関節動作を実現している[85]．こうした筋骨格駆動系をロボットシステムで再現することを考えたとき，アクチュエータには生体筋肉と同様のコンプライアンス特性が必要になる．生体筋肉は外力が大きくなることで変位量が小さくなるコンプライアンス特性によって関節剛性変化や冗長駆動を実現しており[86]，コンプライアンスがない場合には筋肉や腱に負荷がかかって破断してしまう．これをロボットシステムに置き換えて考えるとアクチュエータに負荷がかかって壊れる，腱ワイヤが破断するということに相当する．すなわち，人体構造を完全に模倣した筋骨格ロボットを実現するためには人体骨格に即したロボット骨格，腱駆動系および筋肉のコンプライアンスを模倣するための筋肉アクチュエータ，人間と同等の冗長駆動系を実現するためのアクチュエータ取り付け密度が必要条件となる．

1.2. 従来研究

1.2.1. 空圧人工筋

空圧で駆動する人工筋と呼ばれているアクチュエータはゴムチューブと繊維から構成されるものだけでなく，エアバックを膨らませることで変位と発生力を生み出すパウチ型（Figure 1.1 (a)）[87]や加圧や減圧することで駆動する折り紙構造アクチュエータ（Figure 1.1 (b) (c)）[24, 88]などが開発されており，作動流体を空気としたコンプライアンスを有する収縮アクチュエータが空圧人工筋と呼ばれている．以下では従来研究としてゴムチューブと繊維で構成され，収縮して引張り力を発生させてコンプライアンスを有する空圧人工筋[89]について述べる

空圧人工筋はチューブを覆う繊維の構成に着目するとマッキベン型[46]と軸方向強化型[90]に分けることができる．マッキベン型（Figure 1.1 (d)）はスリーブ繊維が交差するように編まれた構造で，編み角が変化することでパンタグラフのようにスリーブが変形して収縮する．空圧無印加時には容易に曲げることができるが，空圧印加時は径が大きいほど曲げにくくなり，初期直径数 cm の人工筋はほとんど曲げることができない．マッキベン型人工筋はスリーブとゴムチューブを組み合わせて自作できることや産業用として製品化されている

ことから広く普及している[49, 91, 92]．収縮率はスリーブの初期編み角によって変化するが20～30%程度であり，収縮力は断面積に比例するが，スリーブとゴムチューブ間の摩擦や材料特性が力学特性に大きく影響を与えるため，編み角や材料，大きさを設計変数として理論モデルの提案，解析，特性実験が行われている[93, 94, 95, 96, 97, 98]．

軸方向強化型（Figure 1.1 (e)）は軸方向に繊維を平行に配置した構造になっており，繊維が軸方向の伸展を拘束することで径方向にのみ膨張し，軸方向には収縮する構造を持つ．収縮率は35～40%で収縮力は断面積に比例するが，ゴム特性や繊維密度が収縮特性に大きく影響するため，マッキベン型と同様に理論モデルの提案，解析，特性実験が行われて設計変数による影響が明らかにされている[99, 100]．マッキベン型と同様にアシストスーツ[101, 102]やコンプライアンスのあるロボットシステム[103, 104]に適用されており，同径のマッキベン型と比較して大きく膨張することから大きな収縮力が得られて収縮率も大きいが，球状に大きく膨らむため適用場所や取り付け密度に制限があり，形状柔軟性は人工筋端部のみに存在する．この問題を解決するために人工筋にいくつかのリングを通して膨張部分を分けることで径方向の膨張を抑えた人工筋（Figure 1.1 (f)）も開発されており，リングで区切られた節部分に形状柔軟性がある[105]．

上記2種の人工筋ゴムチューブは円筒形であったが，ゴムチューブが空気圧印加前から特定の形状をしている人工筋としてYarlott型[106]，ROMAC型[107]が挙げられる．これらの人工筋は多角形の断面形状を有しており，それに合わせた網目状のスリーブで覆われた構造をしている．Yarlott型（Figure 1.1 (g)）は星型断面形状のチューブに軸方向繊維と螺旋状の繊維で構成される網目型のスリーブをかぶせた構造でマッキベン型の編組スリーブと比較して編み目が粗いため低圧で駆動する人工筋である．ROMAC (RObotic Muscle ACtuator) 型（Figure 1.1 (h)）も網目型スリーブを持つ人工筋であり，ハーネス構造のスリーブとその形状に合わせたゴムチューブから構成されている．収縮すると網目から尖った形状のゴムチューブが飛び出す形状をしている．上記のアクチュエータはゴムチューブの形状を工夫することで特定のアプリケーションに適用しやすいが大量生産には向いていない．

収縮変位を人工筋単体で大きくなるように設計された人工筋としてはKukolj型[108]がある．Kukolj型（Figure 1.1 (i)）はマッキベン型と同じ編組スリーブを内部チューブに対して緩く被せることでゴムチューブの伸び分だけ伸展する構造を持つ．この構造によって拮抗駆動系において拮抗する筋肉が収縮するときに伸びるため，自然長でロボット関節に取り付けることが可能である．Kukolj型人工筋は見かけの収縮量は増加するが，実際の収縮率は伸びきった状態の編み角に依存するため，伸展状態の Kukolj 型人工筋と同じ長さと編み角を持つ人工筋とは理論上の収縮率は同じになる．

上記の空圧人工筋はいずれも空圧印加時に膨張して形状柔軟性が著しく低下するため，アプリケーション応用の際にはアクチュエータ同士の膨張を阻害しないような配置や直線形状で駆動できるような取り付け方が求められ，取り付け位置や取り付け密度に制限がある．

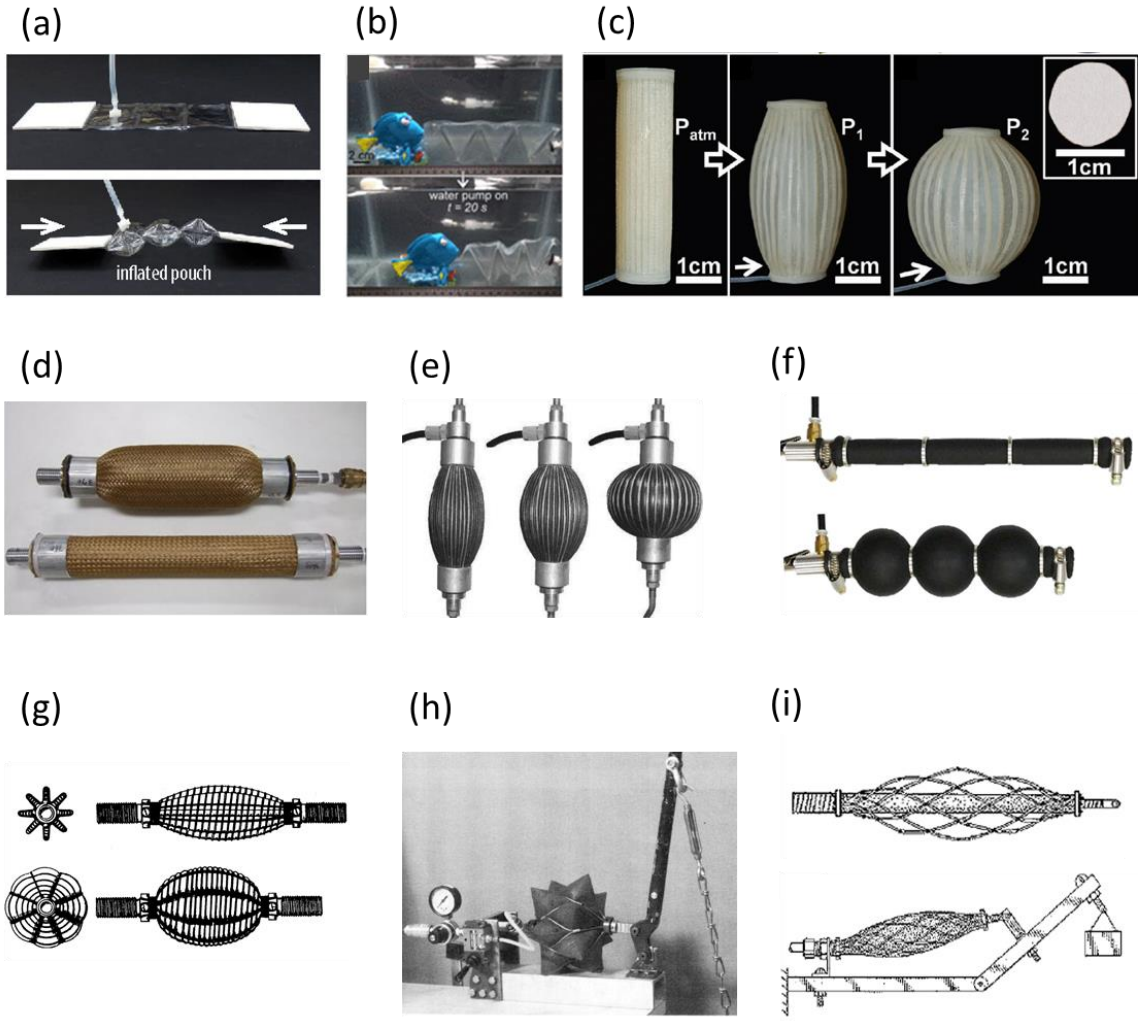


Figure 1.1 Conventional artificial muscles. (a) pouch motor [87]. (b) (c) Origami artificial muscles [24, 88]. (d) McKiben muscle [109]. (e) Pleated muscle [110]. (f) Pleated muscle with ring [111]. (g) Yarlott muscle [106]. (h) ROMAC muscle [107]. (i) Kukolj muscle [112].

1.2.2. 細径人工筋とその応用

従来研究で述べた空圧人工筋の課題を解決する手段の 1 つとして人工筋の細径化がある．人工筋を細径化することで断面二次モーメントが小さくなることから空圧印加時にも湾曲することができ，断面積が小さいことから軸方向の応力が小さくなってマニフォールドが簡易かつ軽量になる．直径数 mm の小型マッキベン人工筋（Figure 1.2）の開発および特性評価は行われてきた[113, 114, 115]が，マニフォールドは金属製のままで柔軟性や出力重量比について議論されていない，ひとつひとつが手作りで製作されているため大量に人工筋を生産することができないという問題が残されていた．細径人工筋は大量生産が可能な世界最小径の空圧マッキベン型人工筋 [92, 116]であり，任意の長さ，本数で使用できることからこれまでに様々なアプリケーションに適用されている．外径 1.8 mm の細径人工筋は形状柔軟性かつコンプライアンス特性を有することから，軟体部材に組み込むことで連続的な湾曲機構を実現することができる[117]．これは蛇腹のような剛性の低い部材の周囲に人工筋が取り付けられており，人工筋の収縮に応じて湾曲する機構である．シリコーンゴムと化学繊維から構成される細径人工筋をアクチュエータとして使用していることから人体に無害であり，小型内視鏡の湾曲メカニズムへの適用も考えられている[118]．また，生体模倣の例としてタコの腕に筋肉配置を細径人工筋で模倣したタコ腕模倣メカニズム（Figure 1.3 (a)）も開発されており，曲げ動作やねじり動作を実現している[119]．外骨格型インフレータブルロボットアーム[120]（Figure 1.3 (b)）は空気を充填した外骨格内部に 4.8 mm の細径人工筋を組み込んだロボットアームでロボットアーム全体がやわらかいことや人工筋による関節コンプライアンスが大きいことから介護向けの抱きつきロボット[121]や協働ロボットの要素技術に適用できる．細径人工筋の高い出力重量比によって実現したロボットとして鈴森が提唱したジャコメッティロボット[122]がある．余計な部分をそぎ落とした作品で有名な彫刻家の Alberto Giacometti に由来しており，必要最低限の機能のみを備えた軽量で細長いボディを持つロボットの概念である．20m のバルーン型ジャコメッティアーム（Figure 1.3 (c)）[123]はヘリウムガスを封入したバルーンをボディにすることで自重補償を行い，各節を細径人工筋で駆動させることで非常に軽くて安全な長尺ロボットアームを実現している．アーム先端の可搬重量を犠牲にすることで長尺化を実現しており，先端に小型カメラを取り付けることで災害現場の初期観察，建造物の点検等に用いることを想定している．空圧源，バルブ，制御機器などは根元にまとめられており，アームはヘリウムガスを抜くことで簡単に折りたたむことができるため，持ち運びも容易である．バルーンボディと細径人工筋の組み合わせによるコンプライアンス特性と軽量性から障害物に接触しながら進入が可能であり，落下時の危険性もない．歩行型六脚ジャコメッティロボット（Figure 1.3 (d)）[124]は細い CFRP 部材と細径人工筋，小型空圧機器から構成されており，全長 1.67 m と大型ながらも 3.7 kg という軽量さを実現している．本ロボットは細長い脚によって不整地踏破性能が高いだけでなく，軽量で細長い部材のみから構成されているため分解して持ち運びが容易という特徴があり，小型カメラやセンサを取り付けて現地で組み立てられる不整地探索ロボットとして活躍することができる．また，軽量でシンプルな構造をしているため，人や周囲のものに接触した場合にもロボットがコンプライアンスによって外部に大きな力を加えることはなく，ロボットが

転倒した場合にも人の手ですぐに復帰させることができる．上記の応用例では細径人工筋単体をアクチュエータとして適用しているが，単体では引張り力に限界（≤ 73 N）[120]があることから大きなロボットシステムのアクチュエータとして使用することはできないため，複数の人工筋を並列化して本数倍の収縮力を得る試みも行われている[125].

能動織布[126]は細径人工筋を糸として使用することである方向に収縮する性質を持つ布状アクチュエータであり，アシストスーツへの適用（Figure 1.3 (e) (f)）を目的として提案，開発された．人工筋を複数本使用することで形状柔軟性を保持しながら引張り力を増加させることができるが, 並列構造で多繊維化するとをロボットやアシストスーツに適用する場合，適用部位によっては多繊維化した人工筋の繊維がロボットや装着者の表面からずれて収縮力を発揮できないという問題があった．人工筋を布状にすることで布状の面が体に接してずれることなく装着者に馴染み，コンプライアンス特性によって装着者に無理な力がかからず自然な動作補助を行うことができる[127, 128]．能動織布には人工筋のみで作られた織布（Figure 1.4 (a)），縦糸に人工筋，横糸に繊維を使用した織布（Figure 1.4 (b)）[129, 130]，人工筋のみで構成されたニット (Figure 1.4 (c)) [131], 細径人工筋を配列したシート (Figure 1.4 (d)）[132]など複数の種類が存在する．これらの能動織布は人工筋に空圧を加えると収縮するが，従来の能動織布は横糸によって縦糸である人工筋の動作が阻害されて収縮率が低下する問題や，編み布には緩い拘束によって収縮を十分に外部に伝達できないという問題がある．細径人工筋による構造化は 2 次元だけでなく，組紐型（Figure 1.4 (e)）[133]や人工筋を編むことで 3 次元構造化して人工筋の収縮方向以外の動作を取り出す試みも行われている[134]（Figure 1.4 (f)）.

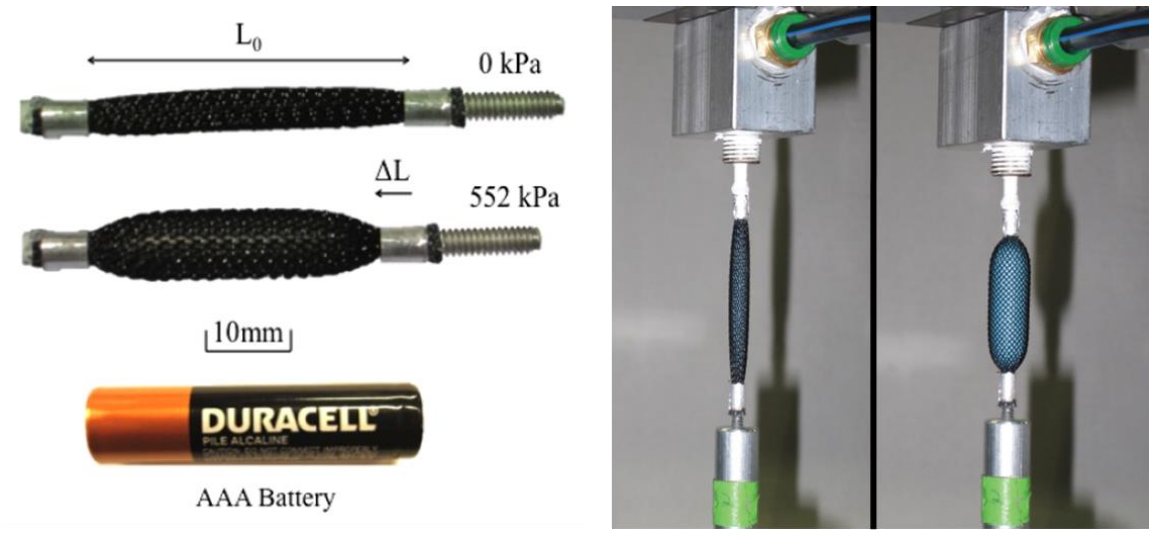


Figure 1.2 Miniature McKibben muscle in previous works [114, 115].

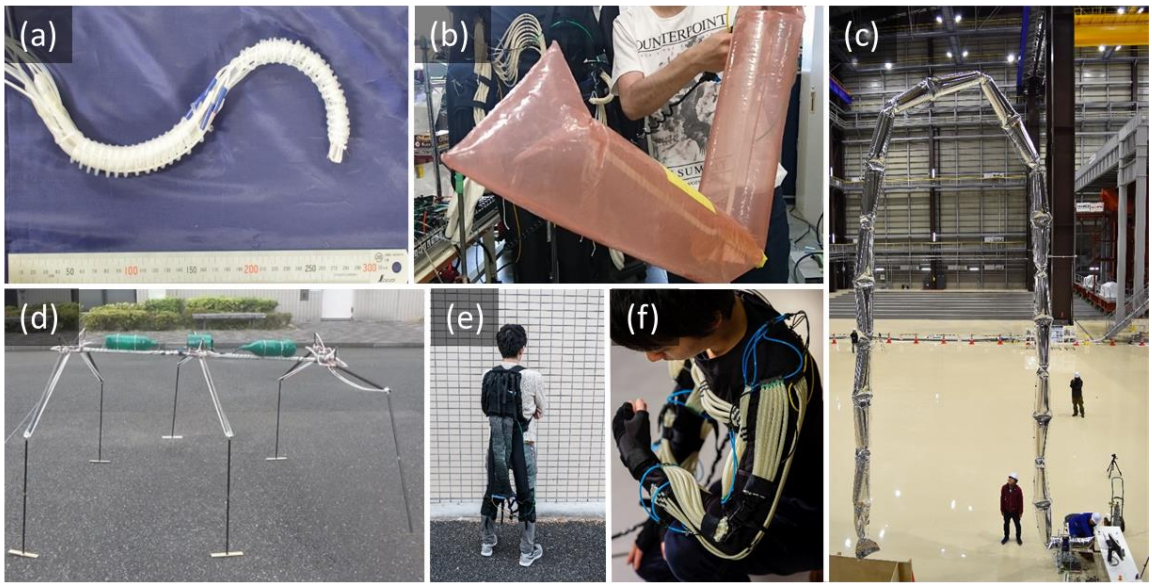


Figure 1.3 Application of thin McKibben muscles. (a) Biomimetic octopus arm [119]. (b) Exoskeleton inflatable robotic Arm [120]. (c) 20 m balloon Giacometti arm [123]. (d) Long-legged hexapod Giacometti robot [124]. (e) Assist suit for lower limb. (f) Assist suit for upper limb.

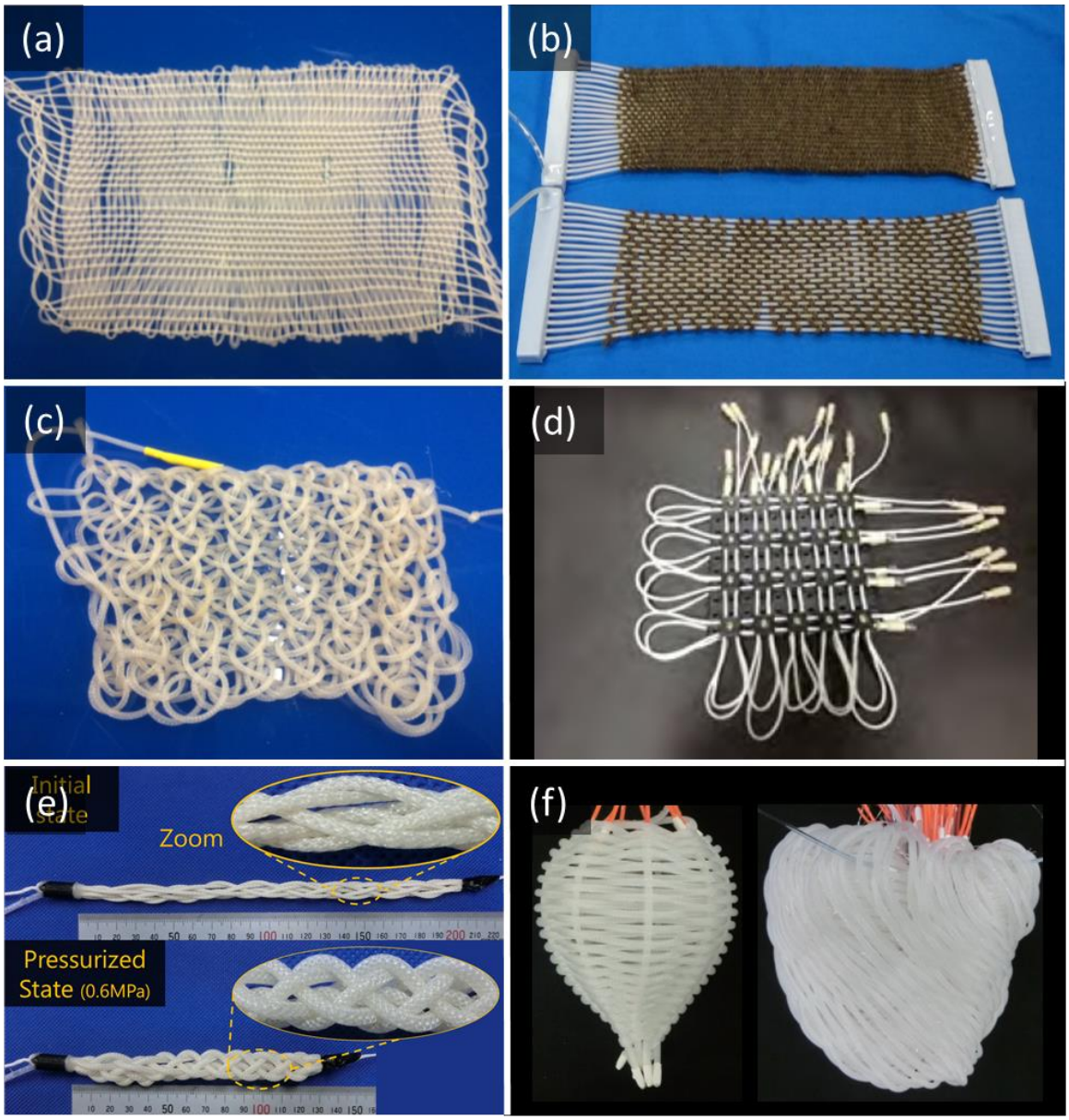


Figure 1.4 Active textiles and multifilament actuators using thin McKibben muscles. (a) Active textile consisting only of thin McKibben muscle. (b) Active textile consisting of thin McKibben muscle and yarn. (c) Active knit [131]. (d) Fabric actuator with thin McKibben muscle [132]. (e) Braiding thin McKibben muscle [133]. (f) 3D multifilament structure [134].

1.2.3. ヒト型筋骨格ロボット

研究背景で述べたようにヒトの筋骨格は冗長駆動系で拮抗駆動や筋肉の協調動作が行われるときは複数の筋肉が動作に作用するが，生体筋肉にはコンプライアンス特性があるため互いの収縮動作を完全に阻害することはない．これらの動作を筋骨格ロボット機構で実現するためにはアクチュエータに負荷がかからないように駆動系にコンプライアンス特性を付与する必要がある．従来のロボットのアクチュエータと骨格構造に着目した分類を Figure 1.5 に示す．これまでに開発されてきた筋骨格ロボットはアクチュエータの観点から電磁モータにばね等の弾性要素を組み合わせることで駆動系にコンプライアンスを付加して筋骨格の冗長駆動系を構築しているもの[66, 135, 136, 137]と空圧人工筋を用いることで生体筋肉のコンプライアンスを再現して筋骨格ロボットを開発したもの[68, 103, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144, 145, 146]に分けられる．また，骨格構造に着目すると生体骨格に即したすべりや転がり回転関節を有したもの[66, 137, 143, 144]とリンク機構を組み合わせて生体関節と同等未満の自由度を実現したもの[68, 103, 135, 136, 138, 139, 140, 141, 142]がある．

最も初期に開発された拮抗駆動系を有するヒト型二脚ロボットの 1 つは 1969 年に開発された「WAP-1」[147]で空気圧人工筋をアクチュエータとして二次元歩行を実現した．二関節筋を有する最初期の筋骨格ロボットの 1 つは 1988 年に開発された「Shadow Biped」[138]で木製骨格に片足 14 本，両足で 28 本のマッキベン型空圧人工筋が取り付けられた冗長駆動系を有するヒト型歩行ロボットである．人間と同様の歩行機能によって人間の生活環境で移動することだけでなく，解剖学的および生理学的な研究で活用することを目的として作られ，筋骨格構造に基づいたロボット設計は五指ロボットハンドなどに応用されて製品化されている[148]．Shadow Biped の股関節は球体関節で 3 自由度，膝関節は軸関節で 1 自由度，足関節は 2 自由度ユニバーサル関節になっており，各関節に取り付けられた角度センサで姿勢を把握して空圧を調整することで筋肉動作をフィードバック制御している．

上肢筋骨格ロボット「ECCERobot」[66]は電磁モータと弾性を有する凧糸によって冗長腱駆動系を構築している．ヒトの骨格形状を忠実に模倣した樹脂製の球体肩関節や複数の椎体から構成される脊柱構造[149]や筋骨格構造に基づいた駆動系が特徴のロボットである．カメラやモータに取り付けられた位置・力センサによってフィードバック制御が可能であり，人間の「筋肉－脊髄－α運動ニューロン－筋肉」の閉ループ制御系[150]に基づいた筋肉や人間の動作に関する制御機構を研究するプラットフォームと使用されている[151, 152]．人体模倣筋骨格ヒューマノイド「腱志郎」[135]および後継機の「腱悟郎」[136]は電磁モータで駆動する筋骨格ロボットであり，腱悟郎は身長 167 cm，体重 56 kg と人間に近い仕様でありながら全身に 116 のアクチュエータ，バッテリ，制御系を搭載している自立型ロボットである．ワイヤを電磁モータで巻き取る筋肉モジュールをアクチュエータとして冗長腱駆動系を構築しており，骨格はアルミ合金，鋼，炭素繊維強化プラスチックで作られたリンク機構によって人間に近い自由度および可動域を実現している[153]．筋肉のモジュールは基本的に単一方向の引張り力しか発生できないが，大胸筋のように複数方向に引張り力を発生させる筋肉はワイヤと滑車機構を用いて模倣している[154]．腱悟郎は人体構造を忠実に再現することで人間の内部機構をより深く理解するための科学的実験プラットフォームとすることを目的

としている．特に身体の構成比率，骨格構造，筋肉の配置，関節動作角の観点でヒトを忠実に模倣しており，人体と比較して骨格の寸法および構成比率は 99.3%，重量は 116%それぞれ一致している[67]．しかしながら，電磁モータを基本とする腱駆動系は取り付け密度や重量の観点から人間と同等の冗長駆動系を構築することができず，筋肉数は全体で人間の 39.1%ほどで筋肉数が最も人間に近い下肢においても 57.1%である．また，モータを密に取り付けているため冷却機構[155]などが必要でシステム全体が大型化して十分な冗長性を確保できないという問題もある．頭蓋骨を用いた顎関節ロボットもヒトと同等の筋肉数を持つが，取り付け密度の問題から外部に配置した電磁モータでワイヤを巻き取る腱駆動系になっている[137]．ロボット空圧人工筋を用いて単関節筋と二関節筋を実装して冗長駆動系を構築したロボットは人工筋のコンプライアンス特性を生かして拮抗駆動させることで弾性可変な関節機構を実現し，歩行だけでなく跳躍や走るといった動作を行うロボット[139, 140, 141]や匍匐動作をする幼児型筋骨格ロボット[142]，上肢ロボット[143]，骨格モデルを用いた脊柱ロボット[144]，臨床試験の代替ロボット[145]が開発されている．

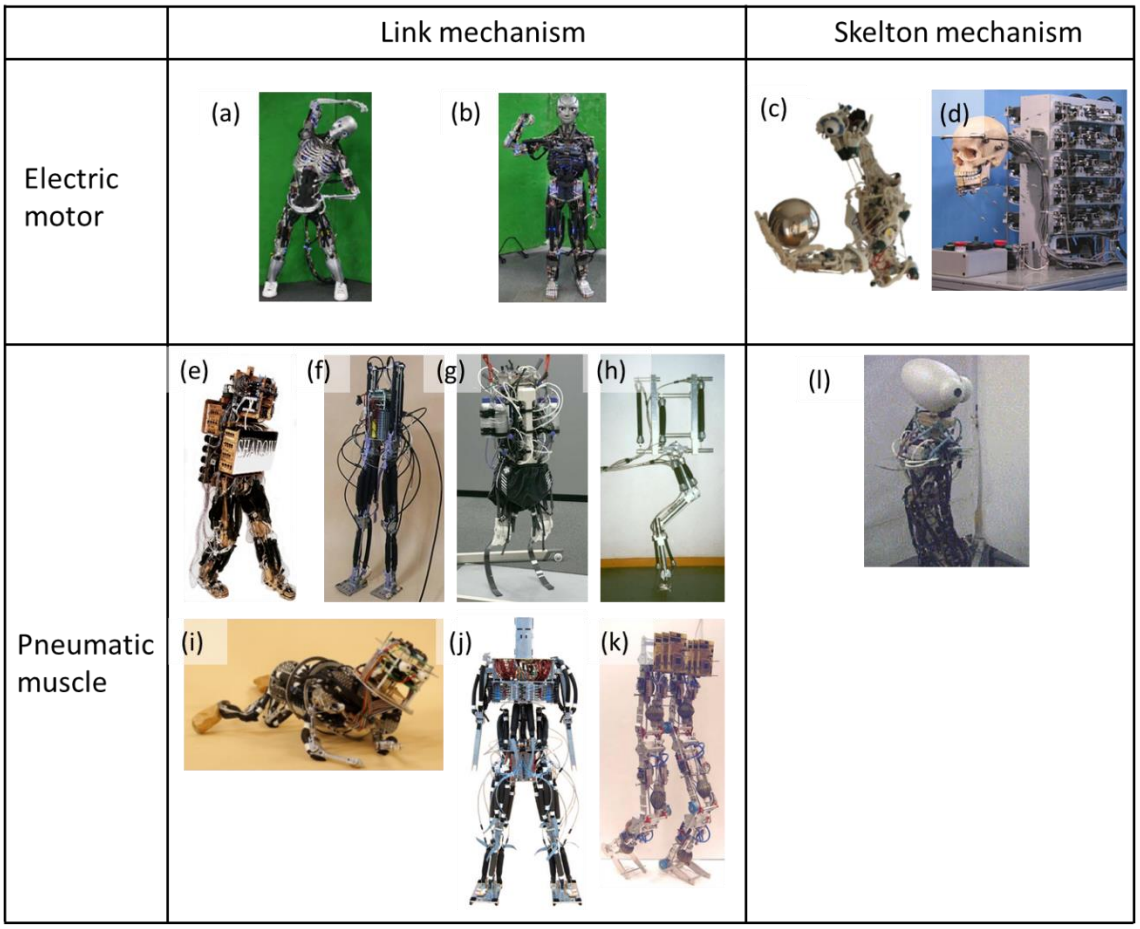


Figure 1.5 Classification of conventional musculoskeletal robots from the viewpoint of structure and actuators. (a) Kenshiro [135]. (b) Kengoro [136]. (c) ECCEROBOT [66]. (d) Chewing robot [137]. (e) Shadow biped robot [138]. (f) 3D biped robot [139]. (g) Athlete robot [140]. (h) PANTER [141]. (i) Pneuborn [142]. (j) Pneumat-BS [146]. (k) Lucy [103]. (l) BeBe [144].

1.3. 本研究の位置づけと目的

本論文では細径人工筋を組み合わせて作られたアクチュエータを多繊維能動構造体と定義する．本研究の目的は軽量かつ高出力で形状柔軟性を特徴とする多繊維能動構造体の開発とこれを適用することでヒトの筋骨格構造と超冗長駆動系を有するヒト型筋骨格ロボットを実現することである．従来研究でも述べたように軽量かつ形状柔軟性のあるアクチュエータとして細径人工筋があるが，引張り力が小さいことから適用できるアプリケーションは限られていた．これを解決するために並列化や織布化による高出力化が試みられてきたが，ロボット応用に向けた軽量かつシンプルなマニフォールドや送気系の提案，多繊維化による収縮特性への影響に関する議論はされておらず，従来の織布化手法では人工筋 1 本あたりの収縮力が低下するという問題もあった．本研究では上記の問題を解決するために並列構造と三つ編み構造に基づいた多繊維能動構造体を提案し，多繊維化による収縮特性変化を筋繊維干渉メカニズムとしてモデル化することで設計変数が収縮特性に与える影響を明らかにする. また, 提案した構造を応用して生体筋肉の模倣と織布化を行い, ヒト型筋骨格ロボットに適用する.

従来のヒト型筋骨格ロボットのハードウェア研究では筋骨格構造に基づいてヒト型筋骨格ロボットを設計開発し，医学的に明らかになっている筋肉収縮の組み合わせによってヒトの動作メカニズムを実現することを目的としている．これを実現することは筋骨格構造に基づいた設計手法がヒトと同様の動作をするヒト型ロボットの設計手法として有用であることも示している． 上記の目的を達成してヒトの制御則を適用する前段階として, 本研究ではヒトと同じ骨格構造に多繊維能動構造体を適用することでヒトの筋肉数と筋配置も有する筋骨格ロボットを設計開発し，医学的に知られている動作に関与する筋肉をグループ別に収縮させてヒトの動作を生成することを目的とする.

本研究ではヒト型筋骨格ロボットの駆動機構がどれだけヒトに近いかを筋肉数と冗長性の観点から評価する指標として MNR (Muscles Number Ratio)と MR (Muscle Redundancy), RR (Redundancy Ratio)を提案する. これら 3 つの指標は筋肉数をMN, 関節自由度を$JDOF$とすると以下の計算式で求めることができる．ただし，添え字 robot，human はそれぞれ，ロボットとヒトの値であることを示している.

$$MNR = \frac{MN_{robot}}{MN_{human}} \tag{1.1}$$

$$MR = \frac{MN}{JDOF} \tag{1.2}$$

$$RR = \frac{MR_{robot}}{MR_{human}} \tag{1.3}$$

MNR は筋肉の数がどれだけヒトに近いかを示しており，100%に近づくほどヒトと同等の筋肉数を持つことを表す指標である．ここで筋肉自由度とは起始・停止の位置（筋肉の端点）が異なり，神経から独立して指令を受けて活動する筋肉を 1 つの独立した筋肉としたときの筋肉の数として定義する（付録 A）．この筋肉の分類は解剖学的な筋肉の分類に対応しており，独立した筋肉にはそれぞれ個別の名称が付けられている．医学的知見からヒトの動作は各筋肉収縮と紐付けされており，これに基づいてヒトと同様の筋肉収縮によってヒトの動作を生成しようとする研究が筋骨格ロボットの制御に関する分野で行われている[151, 152]．MNR が大きい筋骨格ロボットほど上記のヒトに即した制御に適しており，本研究は MNR の大きい筋骨格ロボットを実現することでヒトを完全に模倣しようとするロボット研究におけるハードウェアを設計開発するという位置づけにある．MR は関節自由度に対する筋肉数の割合を示す指標である．1 つの関節自由度に対して 1 つアクチュエータが対応するロボットの MR は 1 であり，拮抗駆動系を有するロボットは 1 つの関節に 2 つの人工筋を持つことから MR が 2，単関節筋と二関節筋が実装されている筋骨格ロボットは MR が 2 より大きい値になる．この指標を用いることでロボットがどのような駆動系を有しているかを表現することができる．1 つ関節に複数のアクチュエータが対応するロボットの冗長度を表す指標は今までに存在しなかったが，MR を用いることでどのような駆動系を有するロボットなのかを分類することができる．RR はヒトに対する筋骨格ロボットの MR の割合で 100%に近いほどヒトに近い冗長駆動系を持つことを表す．RR は模倣対象の冗長度をどれだけ再現できたかを示すだけでなく，RR と MNR の大小を比較することで模倣対象の関節の自由度をどれだけ再現できているか評価することもできる（MNR < RR のとき関節自由度は模倣対象よりも小さく，MNR = RR で同等の関節自由度であることを示す）．ヒトの筋骨格における MNR および RR は 100%であり，MR は体の部位によって筋肉と関節の比率が異なるため固有の値となる．

従来研究でも触れたように動的な動作や自立して動作する筋骨格ロボットの関節は脱臼や意図しない動作を避けるためにリンク機構が使用される傾向にある．特定の動作実現を重視した筋骨格ロボットはアクチュエータや関節自由度が少ない傾向にあり，人体と同様の機構および特性を再現して科学的検証を行うことを目的としたものは筋骨格構造を細部まで模倣する傾向にある．MNR と RR の観点でヒト型筋骨格ロボットの下肢を比較したグラフを Figure 1.6 に示す．横軸はヒトに対する筋骨格ロボットの筋肉自由度の比率（MNR），縦軸は関節自由度に対する筋肉数の比率をヒトと筋骨格ロボットで比較した指標（RR）をそれぞれ表している．MNR が 100%に近いほど筋骨格ロボットがヒトと同数の筋肉を有することを示し，RR が 100%に近いほど筋骨格ロボットがヒトと同等の冗長性を有することを示しているが，これまでに開発された筋骨格ロボットの MNR と RR はいずれも 60%以下である．関節自由度がヒトよりも少ないとき筋骨格ロボットは MNR < RR となるが，従来の筋骨格ロボットは Kengoro（Figure 1.6 (1)）を除いて MNR < RR である．筋骨格ロボットは関節自由度を増やすと拮抗駆動系を構築するために倍以上のアクチュエータ数が必要となるため，アクチュエータの取り付け密度を大きくしなければヒトと同等の関節自由度を実現することは難しい．上記の MNR < 60%, MNR < RR から既存のアクチュエータと筋骨格ロボット設

計ではアクチュエータの取り付け制限からヒトと同等の関節自由度を実現できないことが示唆される．本研究では細径人工筋を筋繊維として生体筋肉を模倣した多繊維能動構造体を適用することでアクチュエータの問題を解決し，ヒトと同様の骨格構造をロボット骨格とすることで 60% < MNR, MNR = RR となる筋骨格ロボット下肢を実現する．臨床実験[77]において足部アーチ構造の剛性変化は筋収縮による骨同士の干渉によると議論されているが，従来の筋骨格ロボット足部アーチ構造は足部の骨がリンク構造になっていたため，足部アーチ構造の剛性変化は再現できなかった[156]. 本研究では筋骨格に即した足部を開発することで，筋収縮と骨同士の干渉による可変剛性機構を実現する．また，本論文では顎関節の複雑かつ狭小な筋骨格駆動系，体幹の高筋肉自由度かつ関節自由度の筋骨格駆動系，下肢の高集積な冗長駆動系の開発によって提案する研究手法で筋骨格ロボットの全身開発が可能であることを示す.

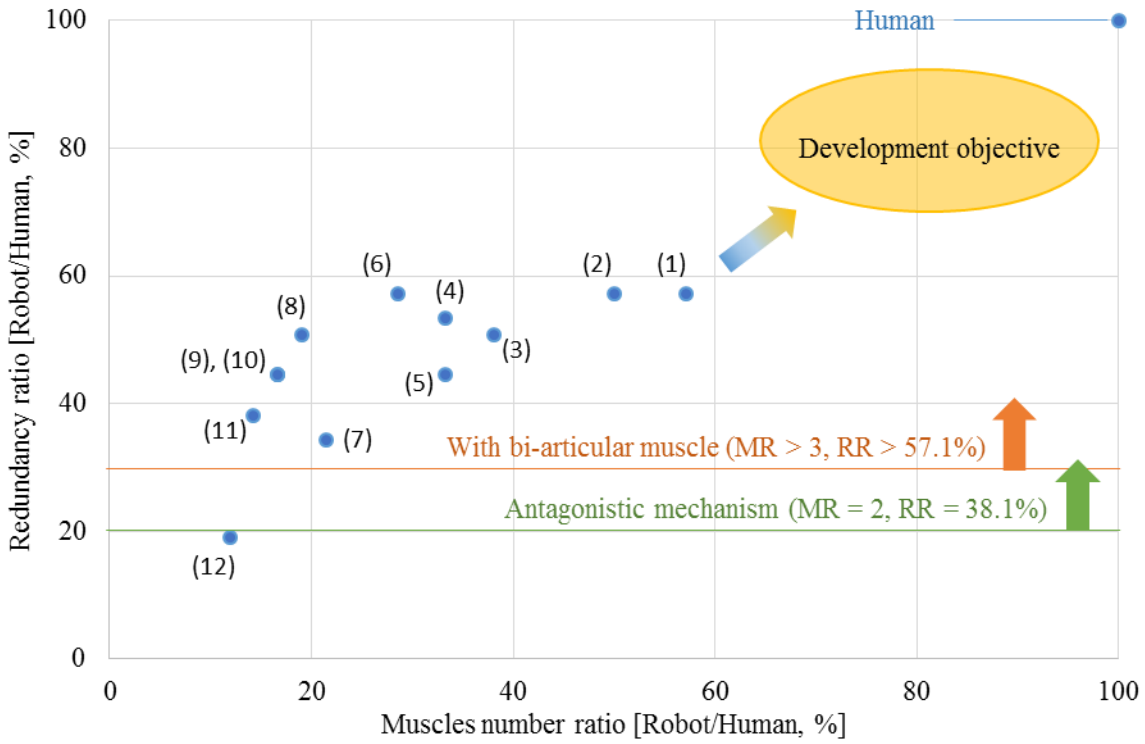


Figure 1.6 Development objective and comparison of muscles number and redundancy in lower limb between human and conventional musculoskeletal robots. Each number beside points corresponds conventional musculoskeletal robots. (1). Kengoro [136] (2) Kenshiro [135]. (3) Pneumat-BS [146]. (4) Biped robot [68]. (5) Shadow biped robot [138]. (6) PANTER [141]. (7) Pneuborn-13 [142]. (8) Anthropomorphic legs [57]. (9) Athlete robot [140]. (10) 3D Biped robot [139]. (11) Lucy [103]. (12) Pneuborn-7II [142].

1.4. 本論文の構成

本論文は 5 章で構成される．第 1 章である本章では研究背景や位置づけ，目的について述べた．第 2 章では細径人工筋の構造と動作原理について述べ，ロボット適用に向けた端部処理法を提案する．多繊維化，ロボット応用の観点から重要な力学特性である収縮力，軸方向収縮率，径方向膨張率，コンプライアンス特性を実験的に明らかにし，多繊維能動構造体の収縮特性をモデル化するために細径人工筋単体の力学特性に関する定式化を行う．また，細径人工筋の破壊機構の解明，および湾曲時の耐久性を明らかにするために湾曲耐久試験法を提案し，細径人工筋の耐久特性を評価する．第 3 章では並列構造人工筋の提案，開発，モデリングおよび実験による収縮特性の解明を行う．本論文では多繊維能動構造体として細径人工筋を筋繊維として並列に並べた並列構造人工筋と細径人工筋を動く糸として編んだ三つ編み人工筋，および能動織布を取り扱う．多繊維化による収縮特性変化のメカニズムを明らかにするために，開発したアクチュエータのモデリングを行って収縮特性について定式化し，実験結果との比較によって導出された理論式の考察を行う．また，開発した多繊維能動構造体を従来の空圧人工筋ならびに能動織布と力学特性．形状柔軟性，出力重量比の観点で比較する．第 4 章では実際のヒトから模ったヒト型骨格の顎関節，体幹，下肢に多繊維能動構造体を適用することでヒトと同程度の冗長駆動系を持つ筋骨格駆動系を構築できることを示し，設計手法，開発，動作試験について述べる．第 5 章では結言として本論文の成果と今後の展望について述べる．

2. 多繊維化に向けた細径人工筋の特性解明と定式化

細径人工筋は大量生産が可能な世界最小径（直径数 mm）の空圧人工筋[116]であり，その材質特性から空圧を印加しているときにも曲げることができる形状柔軟性を持つ．本章では細径人工筋の構造と動作原理について述べ，ロボット適用に向けた端部処理法を提案する．また，多繊維能動構造体の設計・開発のために細径人工筋の柔軟特性と力学特性，湾曲時の耐久性について考察する．多繊維化，ロボット応用の観点から重要な力学特性である収縮力，軸方向収縮率，径方向膨張率，コンプライアンス特性を実験的に明らかにし，多繊維能動構造体の収縮特性をモデル化するために細径人工筋単体の力学特性に関する定式化を行う．細径人工筋の破壊機構の解明，および湾曲時の耐久性を明らかにするために湾曲耐久試験法を提案し，細径人工筋の耐久特性を評価する．

2.1. 構造と動作原理

2.1.1. 構造と基本特性

細径人工筋は最小外径 1.8 mm の大量生産が可能な世界最小径の空圧人工筋[116]であり，構造は従来のマッキベン人工筋と同様に内側の合成ゴムチューブと外側の化学繊維スリーブから成る（Figure 2.1）．スリーブの編み角は繊維が交わる角を軸方向に二等分した角度で定義され，打ち数と呼ばれる繊維の本数と共に細径人工筋の収縮特性に大きな影響を与える設計変数である．本体重量は 1 m あたり 1.3 g で柔軟素材のみで構成されている．細径人工筋は従来のマッキベン型人工筋と比較して以下に挙げる 4 つの点で優れている．

① 大量生産性

組紐を製造する製紐機（Figure 2.2）を用いることで大量生産を行うことができる．細径人工筋は数百 m 単位で製造されてロール状（Figure 2.3）になっており，任意の長さ，本数を切り取って端部を処理することで空圧人工筋として使用できる．

② 柔軟性

従来のマッキベン人工筋は小さくとも直径が数 cm と大型であり，空圧印加時に容易に曲げることはできなかったが，細径人工筋は動作中にも容易に曲げることができる（Figure 2.4）．これは細径化によって人工筋を梁に見立てたときの断面二次モーメントが小さくなることで説明できる．この柔軟性によって従来のアクチュエータでは取り付けることが難しかった複雑な形状を持つ表面や入り組んだ部位にも取り付けることが可能である．

③ 高集積性

細径人工筋は細くて軽量，柔軟であることから高集積化が可能であり，コンパクトな冗長駆動系を構成できる．人工筋を 1 本の筋繊維や糸と見立てることで生体筋肉に見られる二頭筋や三角筋，能動織布を実現することができる．

④　軽量性

細径人工筋はアクチュエータ単体では非常に軽く，大きな出力重量比を有している．駆動にはコンプレッサや空圧バルブが必要だが，遠隔に配置することでモータやシリンダよりも軽量な駆動系を実現することができる．

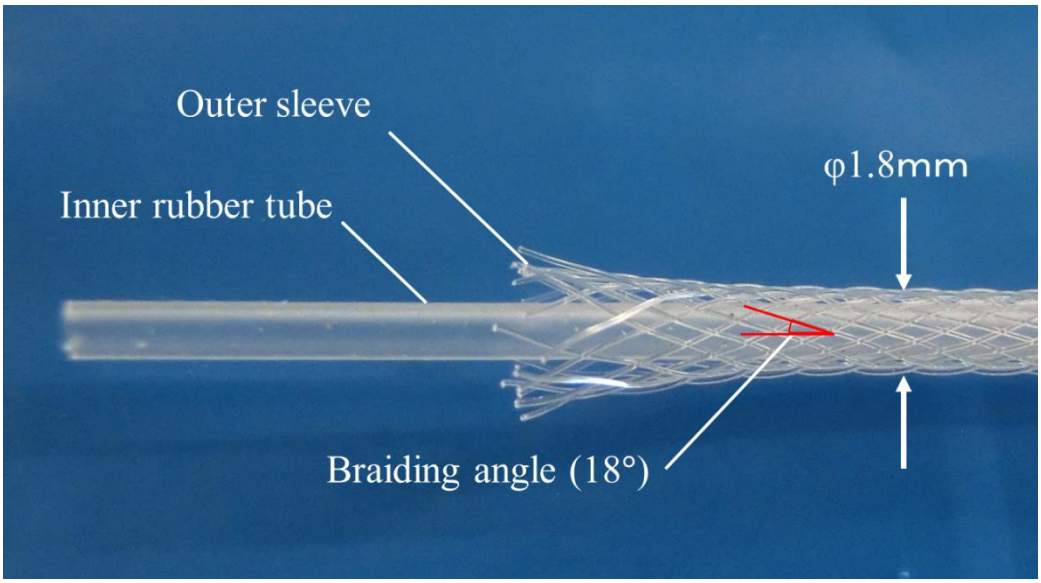


Figure 2.1: Thin McKibben muscle comprising an inner tube and outer sleeve has a diameter of 1.8 mm. The braiding angle is 18°.

Figure 2.2: Braiding machine fabricating thin McKibben muscles.

Figure 2.3: Role of a thin McKIbben muscle which is 500 m.

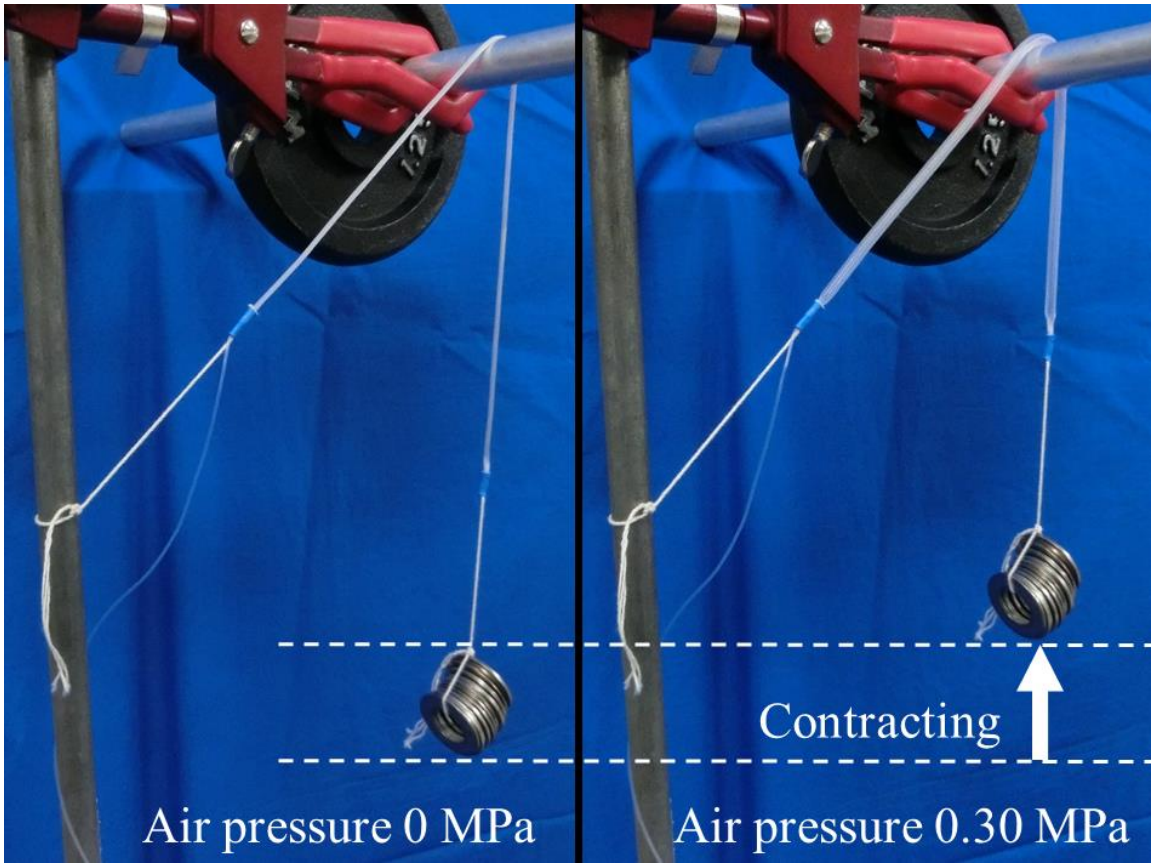


Figure 2.4: Deformed thin McKibben muscles at an air pressure of 0.30 MPa with a 100 g load attached at the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm.

2.1.2. 製作方法

本研究で使用する細径人工筋は製紐機を使用して製作される[116]．製紐機には繊維を巻いてあるボビンが円盤状に配置されており，これが半数ずつ互いに螺旋状移動することにより，製紐機の中央部分でスリーブが編まれていく．このときに使用したボビンの数がスリーブの打ち数に対応する．編まれたスリーブは内側のゴムチューブと共に製紐機中央の引き上げ機構によって上へと引き上げられてゴムチューブをスリーブで覆ったマッキベン型人工筋が完成する．スリーブの編み角については編まれたスリーブの引き上げる速度によって決定することができ，1°単位で調整が可能である．本研究では細径人工筋単体の特性試験とロボット適用に向けて端部に腱を持つ細径人工筋の製作方法を提案する．製作手順は以下の通りであり，製作した細径人工筋をFigure 2.5に示す．

① 任意の長さで細径人工筋を切り取って片端を結んで封止し，他端に送気チューブを挿入して接着剤で取り付ける.，送気チューブは空圧機器用のフッ素樹脂チューブを使用した.

② 両端に固定用の腱を取り付ける．本研究ではHMPE（超高分子量ポリエチレン，High Molecular Weight Polyethylene）繊維（ダイニーマ）を腱として使用した.

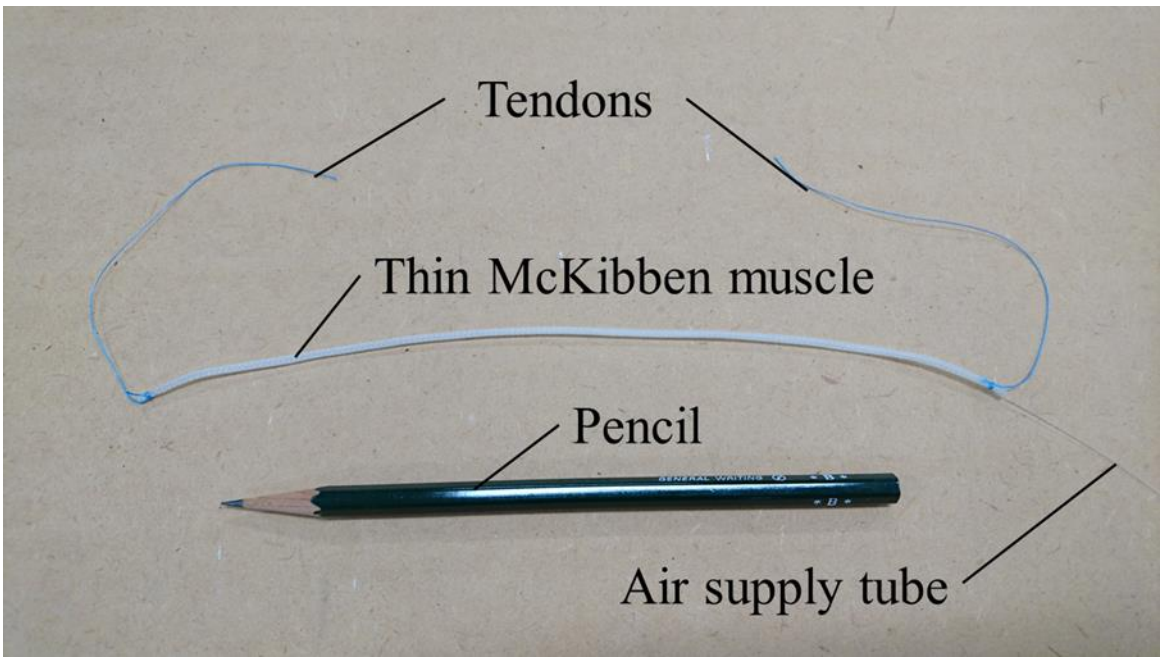


Figure 2.5: Thin McKibben muscle with air supply tube and tendons.

2.1.3. 動作原理

細径人工筋はマッキベン型の空圧人工筋であり，マッキベン型の人工筋と同様の原理で動作する[116]．送気チューブから人工筋に空圧を印加すると，内側のゴムチューブが径方向に膨張する（Figure 2.6）．この径方向の膨張に伴って外側のスリーブの編み角が変化して軸方向に収縮し，収縮力が発生する．拡大した細径人工筋の収縮する様子を Figure 2.7 に示す．

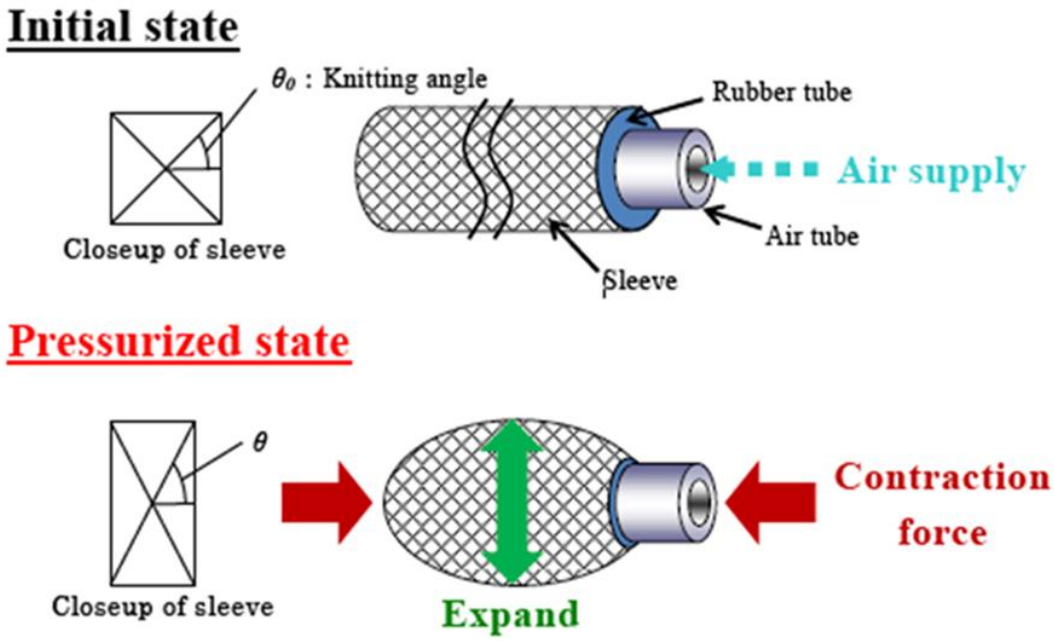


Figure 2.6: Operating principle of thin McKiben muscle.

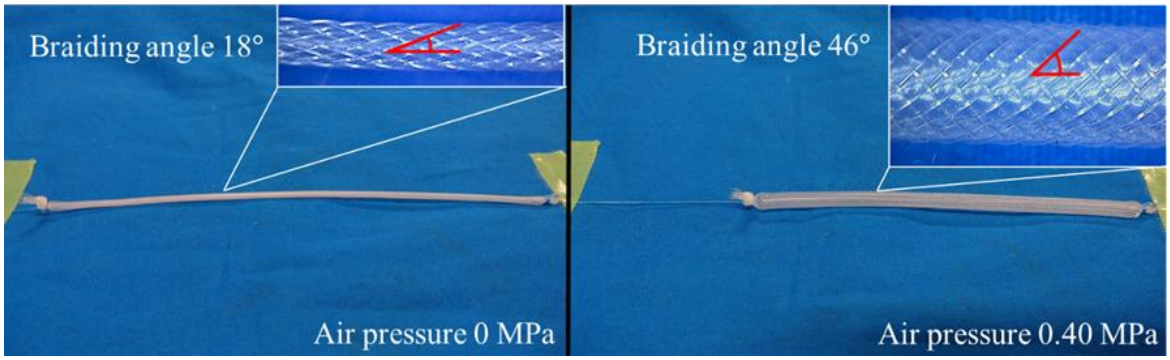


Figure 2.7: Enlarged view of thin McKibben muscles at an air pressure of 0.40 MPa with changing braiding angle.

2.2. 力学特性

2.2.1. 特性試験

軸方向収縮率と径方向膨張率

人工筋の軸方向収縮率ε_lは式(2.1)で定義されているが[47]，多繊維能動構造体における筋繊維干渉で重要なパラメータとなる径方向の膨張率は定義されていない．そこで，径方向膨張率ε_rを式(2.2)のように定義する．ここで，人工筋の実収縮部初期長さをl_0，初期直径をd_0，実収縮部収縮時長さをl，収縮時直径をdとする．

$$\varepsilon_l = 1 - \frac{l}{l_0} \tag{2.1}$$

$$\varepsilon_r = \frac{d}{d_0} - 1 \tag{2.2}$$

測定試験機のシステム

収縮力と収縮量を測定するために実験システムを構築した（Figure 2.8）．PC からシリアル通信を行うことでステージコントローラを介して X 軸ステージを移動させ, 人工筋の長さを測定することができる．各人工筋の長さにおける収縮力はフォースゲージから取得することができる．人工筋への空圧印加はコンプレッサからの圧縮空気をレギュレータによって調整することで行う．この測定試験機の外観を Figure 2.9 に示す.

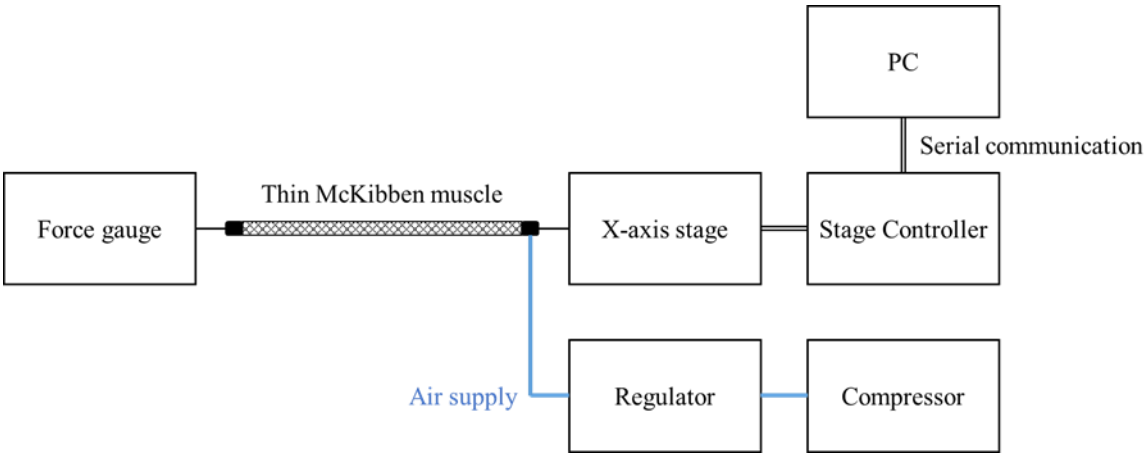


Figure 2.8: Experimental system constructed to measure the contraction force and amount of contraction.

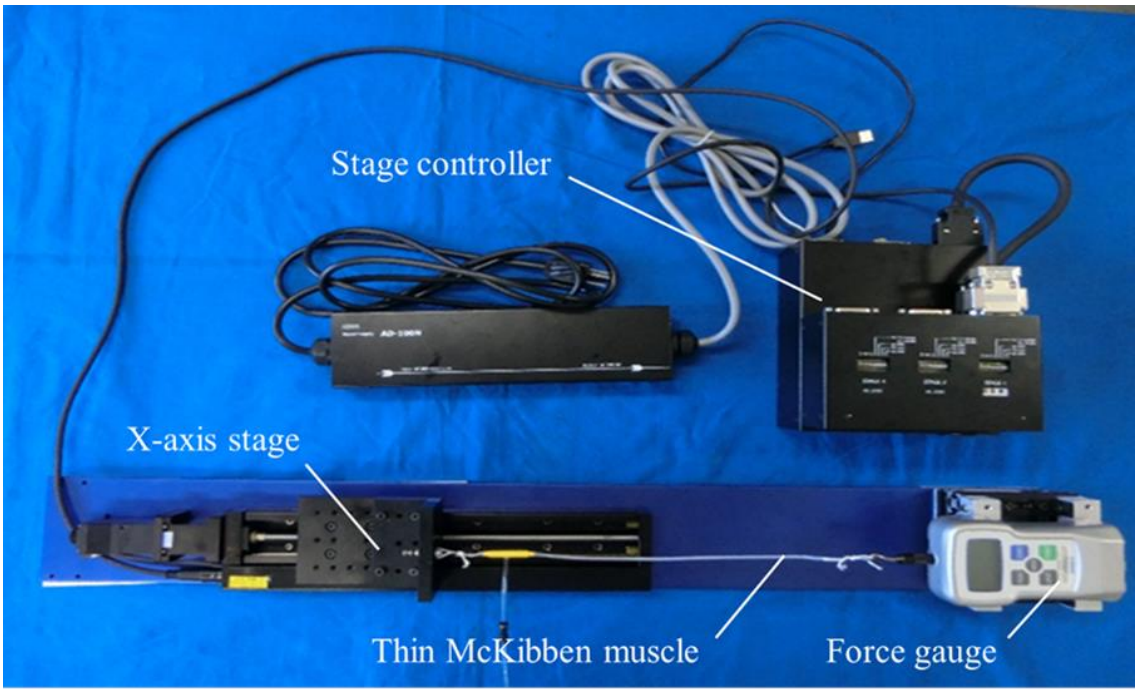


Figure 2.9: Experimental instrument.

収縮特性試験

上記の測定試験機を用いて細径人工筋の各印加圧力に対する収縮力，軸方向収縮率，径方向膨張率，およびコンプライアンス特性の測定実験を行った．試験に使用した細径人工筋の設計仕様を Table 2.1 に示す．ヒステリシス特性を明らかにするために各印加圧に対する収縮力，軸方向収縮率，径方向膨張率は最大印加圧を 0.55 MPa として 0.05 MPa ずつ加圧した後に 0.05 MPa ずつ減圧して測定した．収縮力は X 軸ステージとフォースゲージの間に人工筋を自然長となるように配置し，印加圧を変化させてフォースゲージが示す値を収縮力とした．各印加圧力に対する収縮力を Figure 2.10 に示す．軸方向収縮率は両端自由の人工筋の印加圧を変化させて長さを測定し，式(2.1)から導出した．各印加圧力に対する軸方向収縮率を Figure 2.11 に示す．径方向膨張率は両端自由の人工筋の印加圧を変化させ，ノギスで人工筋中央の外径を測定し，式(2.2)から導出した．なお，外径の測定は測定誤差を小さくするために各印加圧において 3 回測定してその平均を取った．各印加圧力に対する径方向膨張率を Figure 2.12 に示す．コンプライアンス特性は自然長の状態から人工筋に空圧を 0.30 MPa 印加し，X 軸ステージを 5mm 間隔で移動させて各変位に対する引張り力を測定した．0.30 MPa の空圧を印加時のコンプライアンス特性を Figure 2.13 に示す．ヒステリシス特性を明らかにするために「空圧無印加時の自然長の長さ→空圧印加時の自然長の長さ→空圧無印加時の自然長の長さ→空圧印加時の自然長の長さ」のサイクルで測定を行った．特性試験の結果から最大印加圧 0.55 MPa において細径人工筋の最大収縮力は 22.1 N，最大収縮率は 27.2%，径方向膨張率は 158%であることがわかった．

各印加圧に対する特性において加圧，減圧方向で測定値が異なるヒステリシス特性が見られる．これはスリーブ間の摩擦，ゴムとスリーブ間の摩擦，ゴムの粘弾性に起因し，減圧時に編み角が変化しにくいことで生じる特性である．また，Figure 2.13 に示されたサイクル始めの最大収縮力 9.3 N が最大収縮力 11 N と比べて小さい値を示すが，Mullins 効果[114, 157]で説明されるゴム特有の特性で第 1 サイクルの経路がそれ以降のサイクルと異なる経路を示す現象である．コンプライアンス特性の閉サイクルにおけるヒステリシス特性は前述した理由と同様に減圧時に編み角が変化しにくいことで生じる特性である．

Table 2.1: Specifications of thin McKibben muscles used in the experiment and bundled.

Diameter	1.8 mm
Initial length	300 mm
Outer diameter of the tube	1.3 mm
Inner diameter of the tube	0.9 mm
Hardness of the silicone tube	40 shore A
Blade angle	19°
The number of the outer fibers	32

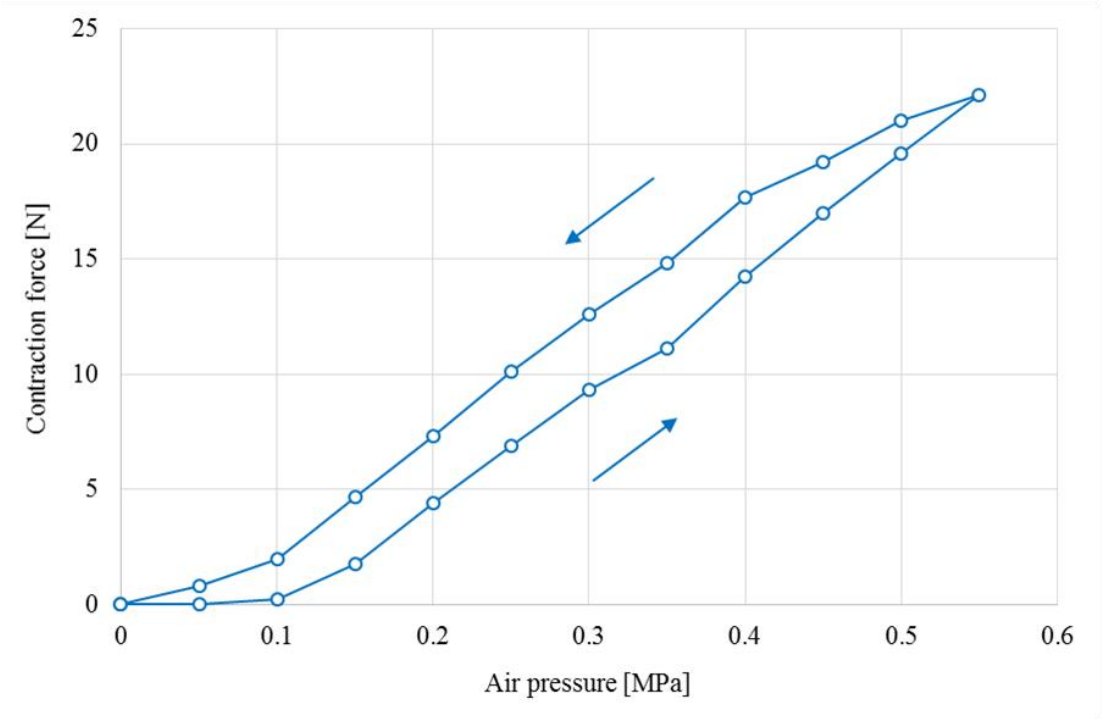


Figure 2.10: Contraction force of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 22.1 N under an air pressure of 0.55 MPa.

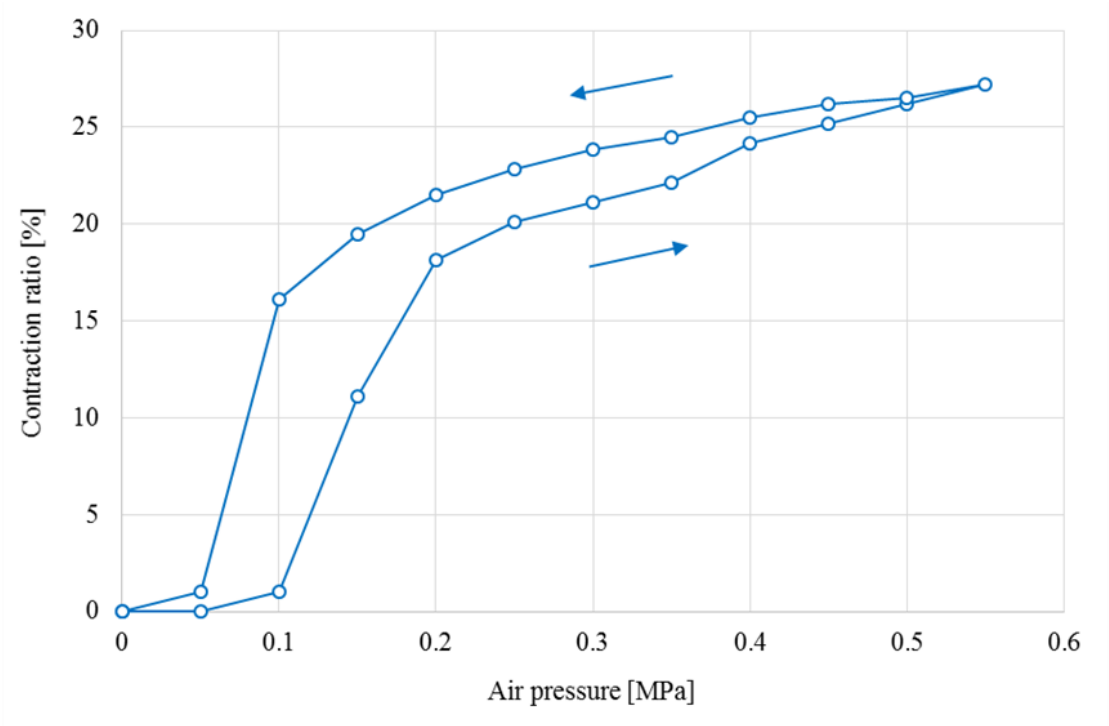


Figure 2.11: Contraction ratio of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27.2% under an air pressure of 0.55 MPa.

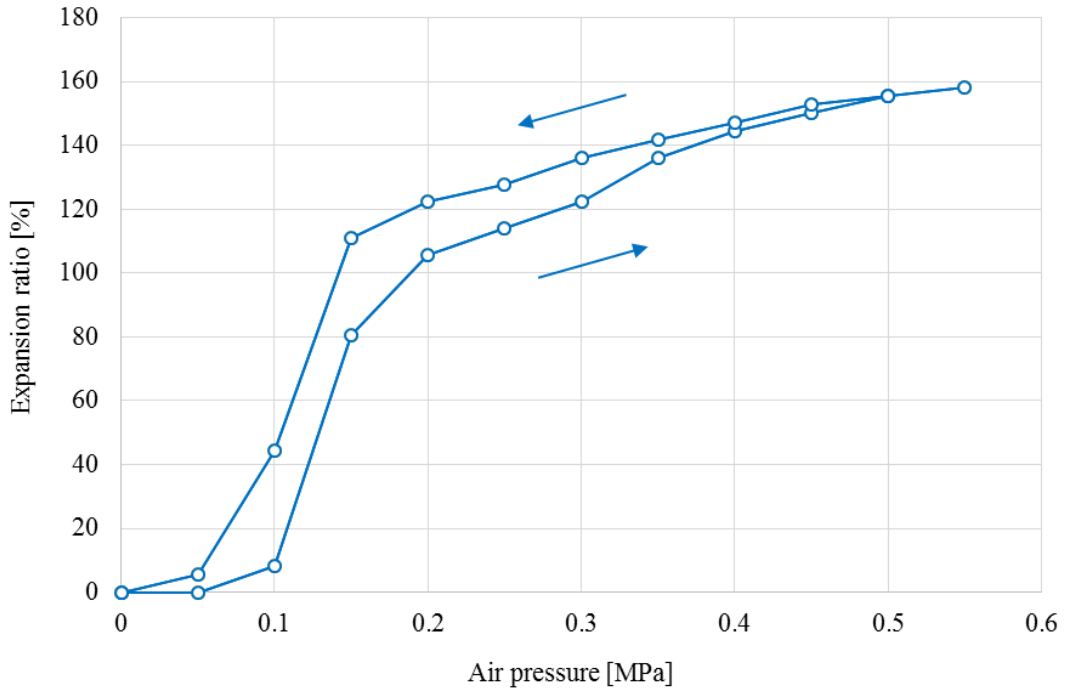


Figure 2.12: Expansion ratio of thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 158% under an air pressure of 0.55 MPa.

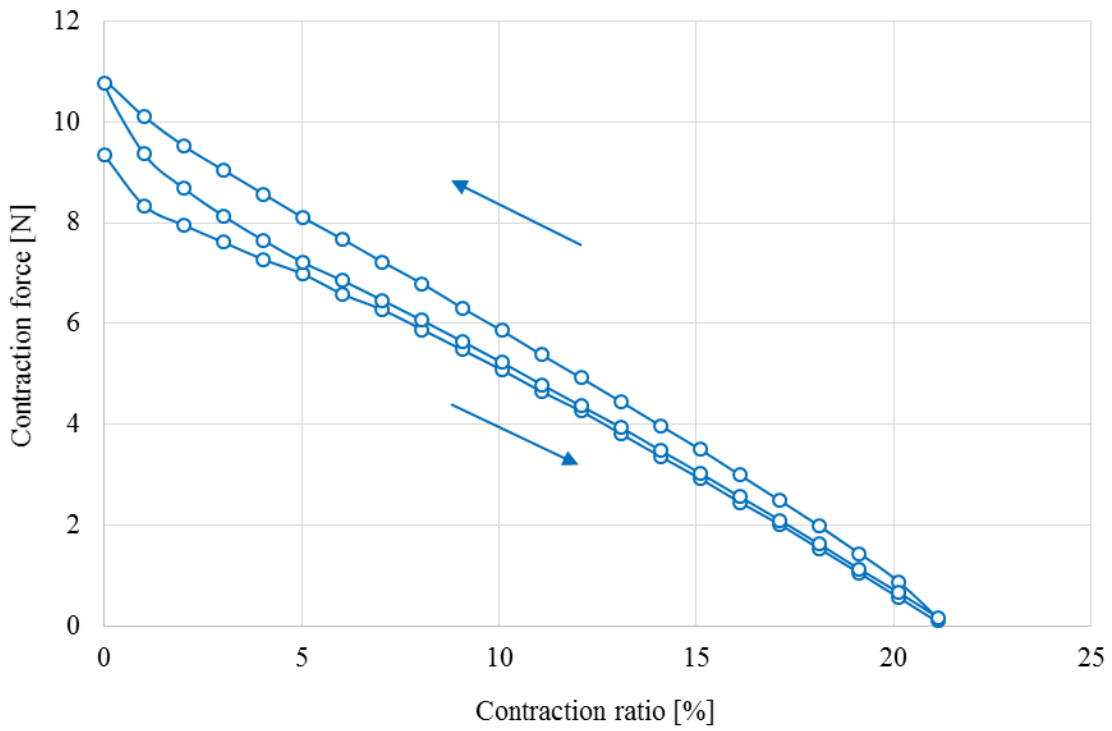


Figure 2.13: Compliance characteristics of thin McKibben muscle with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa, where the maximum contraction force is 11 N and the maximum con-traction ratio is 21%.

2.2.2. 力学特性の定式化

細径人工筋の力学特性は「ゴムチューブの内径」,「ゴムチューブの壁厚」,「ゴムの硬度」,「スリーブ繊維の材質」,「初期編み角」,繊維の数である「打ち数」によって変化することが実験的に確認されている[116]. 前項で述べたように細径人工筋はマッキベン人工筋の動作原理と同様の原理で駆動し,一般的なマッキベン人工筋の理論発生力F は Schulte が定義した式(2.3)で算出される[47].

$$F = \frac{\pi}{4} D_0^2 P \left(\frac{1}{\sin\theta_0}\right)^2 \{3(1-\varepsilon)^2 \cos^2\theta_0 - 1\} \tag{2.3}$$

ここで,D_0 は初期ゴムチューブ内径,P は印加圧力,θ_0 はスリーブの初期編み角,ε は収縮率をそれぞれ示している. 式(2.3)からわかるように,人工筋の収縮力は初期編み角θ_0に大きく依存し,初期ゴム内断面積と印加圧に比例する.

式(2.3)には「ゴムの硬度」,「打ち数」といった設計変数に加えて,ゴムの弾性やゴムチューブ - スリーブ間の摩擦が収縮力・収縮率に影響を与えることが知られている[103, 105]. 細径人工筋の静的な力学特性を示す式(2.3)は幾何学的・力学的な釣り合いから導かれており,ゴムの弾性やゴムチューブとスリーブ間の摩擦が考慮されていないため,Figure 2.14 に示すように理論値と実測値に大きなずれが生じる.

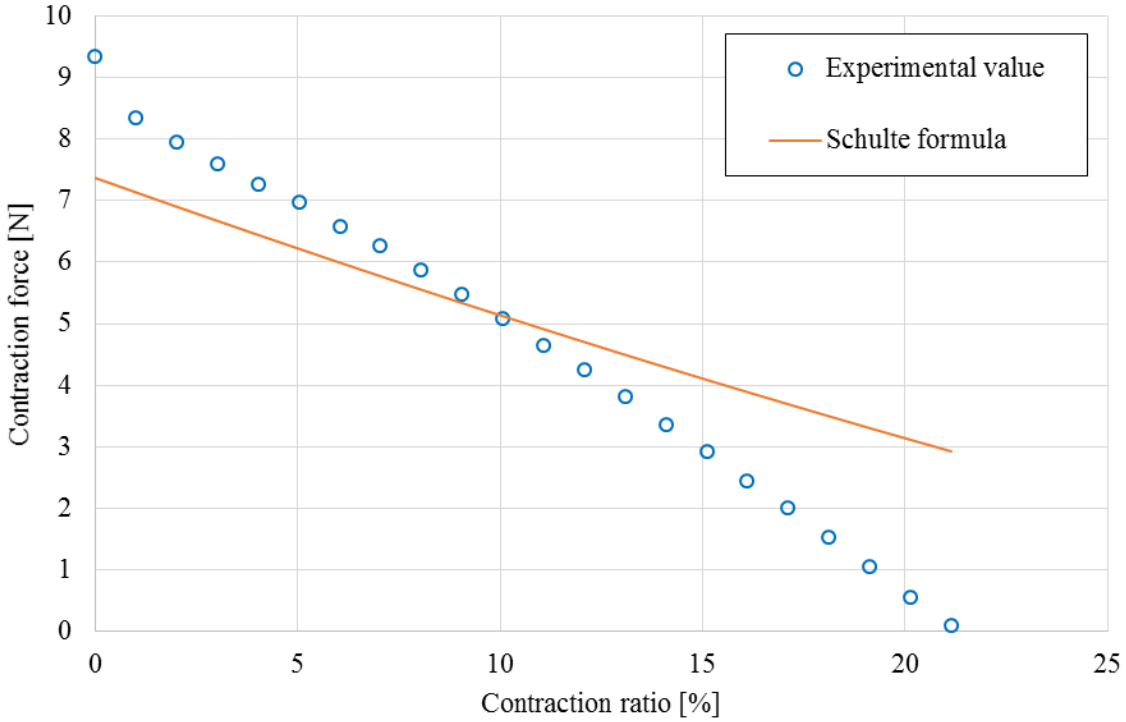


Figure 2.14: Static characteristics comparison of thin McKibben muscle between experimental value and theoretical value derived from schulte formula under an air pressure of 0.30 MPa.

この問題を解決するために香川らは人工筋の収縮力F，内圧P，軸方向収縮率ε_r，体積V に関して以下の 2 つの実験式を提唱している[158].

$$F = \alpha(1-\varepsilon_l)^2 P + \beta P + \gamma \tag{2.4}$$

$$V = D_1\varepsilon_l^2 + \mathrm{D}_2\varepsilon_l + D_3 \tag{2.5}$$

ここでα，β，γ，D_1，D_2，D_3は人工筋の特性による定数である．式(2.4)をε_rについて解くと，以下の軸方向収縮率を求める式が得られる．

$$\varepsilon_l = 1 - \sqrt{\frac{1}{\alpha}\left(\frac{F-\gamma}{P} - \beta\right)} \tag{2.6}$$

式(2.2)を変形して式(2.5)を代入すると，以下の径方向膨張率を求める式が得られる．

$$\varepsilon_r = \sqrt{\frac{D_1\varepsilon_l^2 + D_2\varepsilon_l + D_3}{D_3(1-\varepsilon_l)}} - 1 \tag{2.7}$$

α，β，γ，D_1，D_2，D_3は人工筋の実験値から最小二乗フィッティングによって得られる値であり，式(2.4)を用いて収縮率－収縮力特性からα，β，γを，式(2.5)を用いて収縮率－体積特性からD_1，D_2，D_3をそれぞれ決定する．細径人工筋の各印加圧に対する収縮率－収縮力特性からの実験値から Figure 2.15 に示すように最小二乗法フィッティングを行ってα，β，γの値を決定した．D_1，D_2，D_3についても各印加圧に対する収縮率－体積特性から Figure 2.16 に示すように最小二乗法フィッティングを行って値を決定した．これらの結果から得られた本研究で使用する細径人工筋のα，β，γ，D_1，D_2，D_3の値を Table 2.2 に示す．

フィッティングから得られた係数の値を式(2.4)，(2.6)，(2.7)にそれぞれ代入して算出した各印加圧における収縮力，軸方向収縮率，径方向膨張率における理論値と実験値の比較を Figure 2.17，Figure 2.18，Figure 2.19 にそれぞれ示す．本項では香川らが提唱した実験式が細径人工筋の収縮力と軸方向収縮率に適用できるだけでなく，体積変化に関する実験式を用いて径方向膨張率にも適用できることを示した．

Table 2.2: Six coefficients for thin McKibben muscle determined by least square fitting.

α	6.70×10^{-5} m^2
β	-1.96×10^{-5} m^2
γ	-8.76 N
D_1	-3.38×10^{-7} m^2
D_2	1.09×10^{-5} m^2
D_3	7.80×10^{-7} m^2

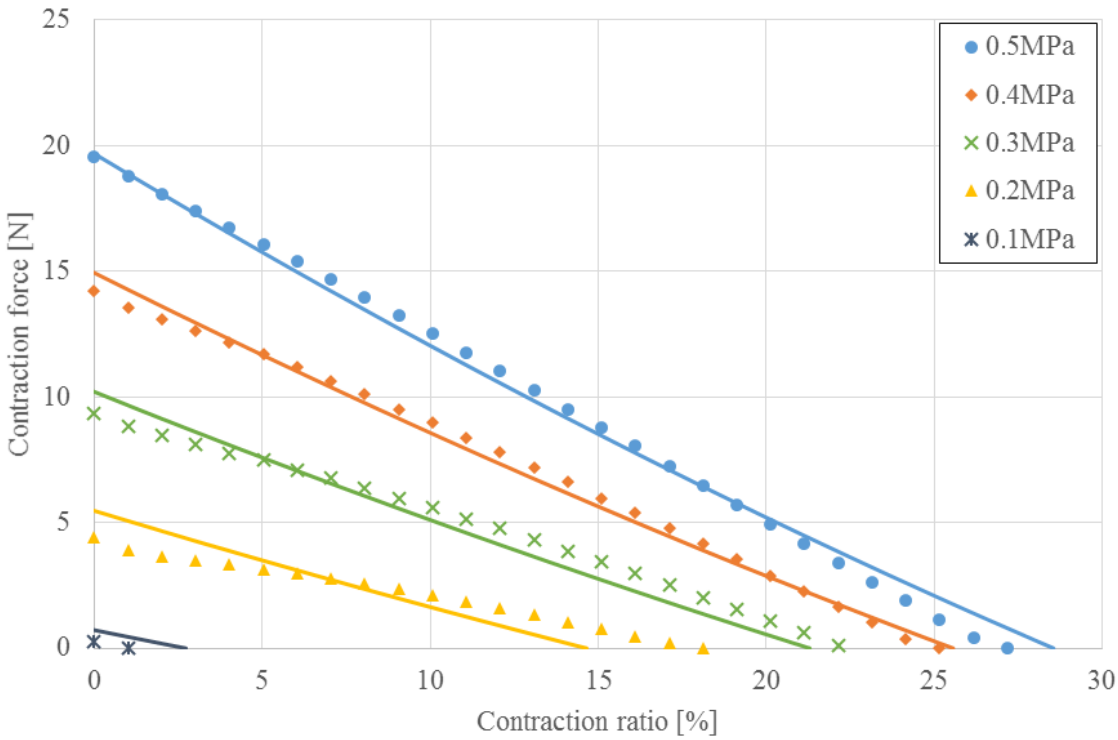


Figure 2.15: Least square fitting that determines the three coefficients for the thin McKibben muscle. α, β, and γ are based on the experimental results obtained from measuring the contraction force and the amount of contraction, where the applied air pressure varied by 0.1 MPa from 0 MPa to 0.5 MPa.

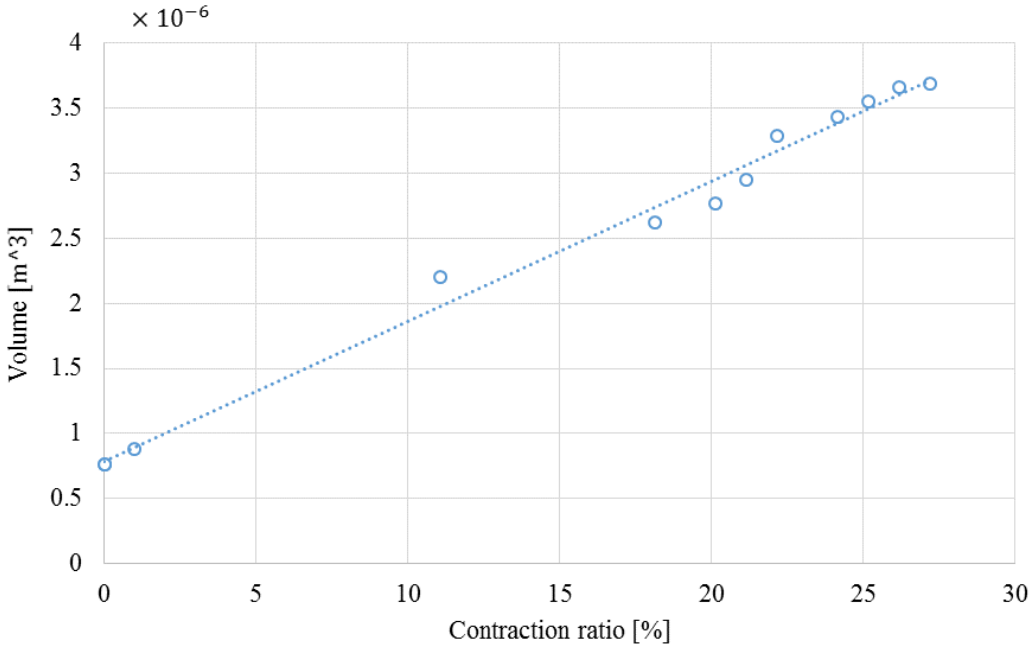


Figure 2.16: Least square fitting that determines the three coefficients for the thin McKibben muscle. D_1, D_2, and D_3 are based on the experimental results obtained from measuring the radial expansion and the amount of contraction in the same manner as measuring the contraction force and the amount of contraction.

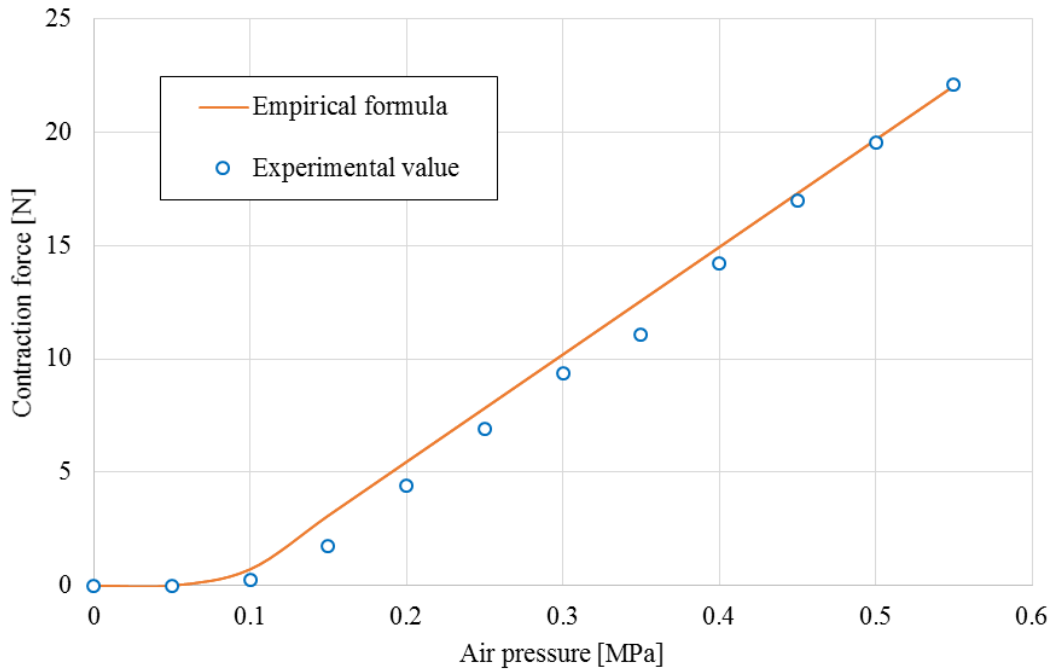


Figure 2.17: Contraction force of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 22 N under an air pressure of 0.55 MPa.

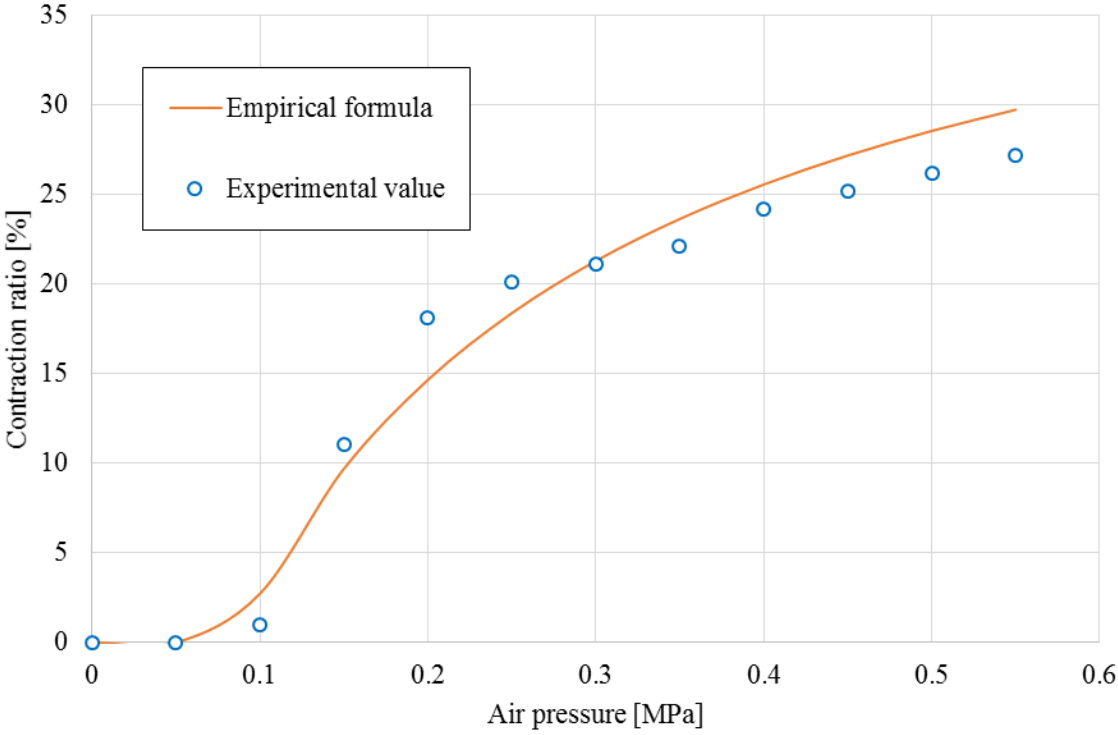


Figure 2.18: Contraction ratio of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27% under an air pressure of 0.55 MPa.

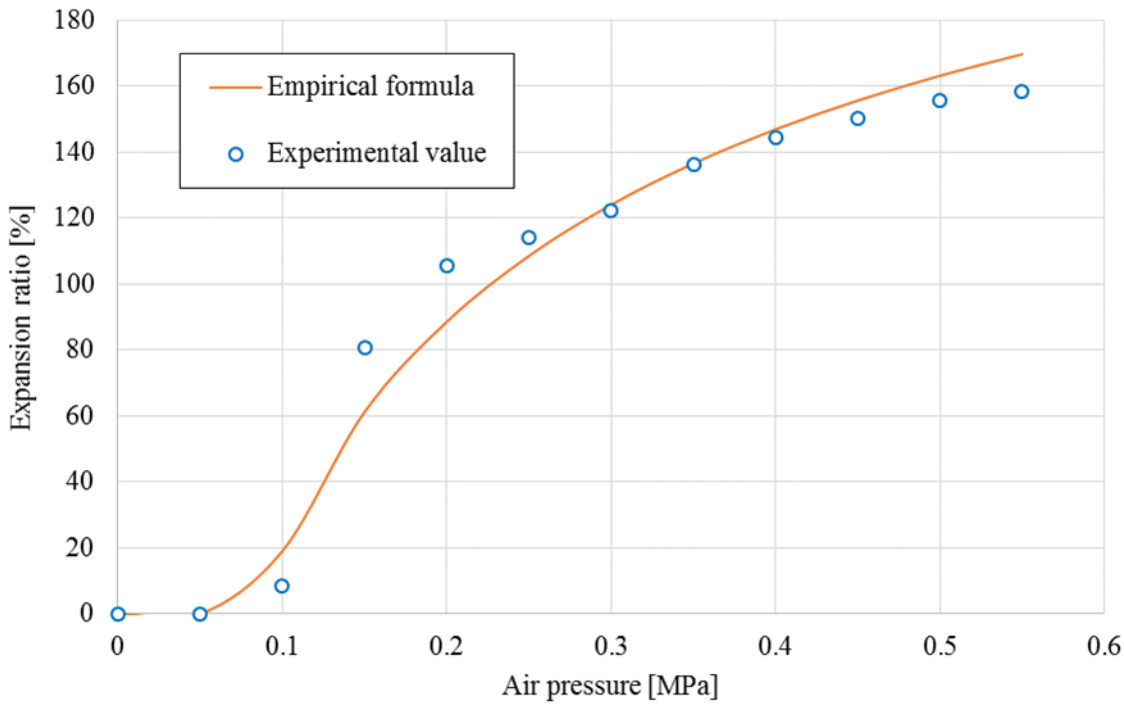


Figure 2.19: Expansion ratio of thin McKibben muscle under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 160% under an air pressure of 0.55 MPa.

2.3. 耐久性

2.3.1. 破壊機構

細径人工筋はやわらかい素材を使用することで形状適用性に富んでいるが，ソフトアクチュエータの共通の特徴として，金属を構成部品にもつアクチュエータよりも繰り返し耐久性が低い，外傷に弱いという問題がある．本議論では「細径人工筋が外力を受けないていないときに本来の収縮率を出力できない」状態を細径人工筋が破壊したと定義し，この状態に至るメカニズムを解明する．細径人工筋が破壊した状態になるのは Schulte の式(2.3)から印加圧の低下もしくは編み角が印加圧増大に伴って変化しない場合であり，ゴムチューブから空気漏れが生じて印加圧が低下，ゴムチューブやスリーブの編み角が何らかの原因で正常に変形しないことが原因であると考えられる．実際に破壊した細径人工筋の破壊様式を不規則膨張（Figure 2.20 (b) (c)）と破裂（Figure 2.20 (d)）に場合分けすると，以下の因果関係が明らかになる．

① 不規則膨張

ゴムチューブの一部が過膨張（Figure 2.21 (a)），あるいはスリーブ内部で座屈（Figure 2.21 (b)）して不規則な膨張が生じ，編み角が正常に変化しないために出力が小さくなる破壊機構である．細径人工筋製造時に生じたゴムチューブの厚みや材質の不均一性や編み角の不揃いが原因と考えられる．小さな編み角の不均一さは端部処理の前にスリーブを撫でて伸ばすことで改善することができる．一度不規則な膨張が生じた人工筋はゴムチューブの塑性変形(Figure 2.22)や編み角の不可逆な変化（Figure 2.23）によって常に不規則膨張が生じるようになる．印加圧は低下しないため破裂時ほどの大きな出力損失は起きないが，不規則膨張部分と被覆繊維が接触する部分に応力が集中するため，チューブが破裂する危険性が高まり，繰り返し耐久性が大きく低下する．

② 破裂

ゴムチューブの一部が破裂（Figure 2.24）してチューブ内部の印加圧が低下して出力が小さくなる破壊機構である．被覆繊維と内部チューブの接触部分における応力集中や鋭利な物体による外傷が原因として考えられる．細径人工筋の内部チューブに空圧を印加したときの被覆繊維の編み角変化に伴ってチューブと繊維が擦れており，特に被覆繊維の交差点で内部チューブと接触している部分に応力が集中（Figure 2.25）してゴムチューブに切り裂きが生じて破裂する．細径人工筋が外部に接触している状態や曲がった状態で駆動している場合は接触面や曲率の大きい部分に応力が集中するため，破裂による破壊の危険性が高まる．また印加圧に比例してチューブとスリーブ間の応力も大きくなるため，高圧印加時の繰り返し耐久性は低くなると考えられる．

これらの破壊機構において不規則膨張は製造時の品質に依存し，破裂は外部からの外傷を除いて被覆繊維とチューブが接触する部分の応力集中に起因する．応力集中による破裂は繰り返し収縮によってゴムチューブに生じる亀裂が進展することが主要因であることから，細径人工筋の耐久性においては繰り返し耐久性が重要な項目である．

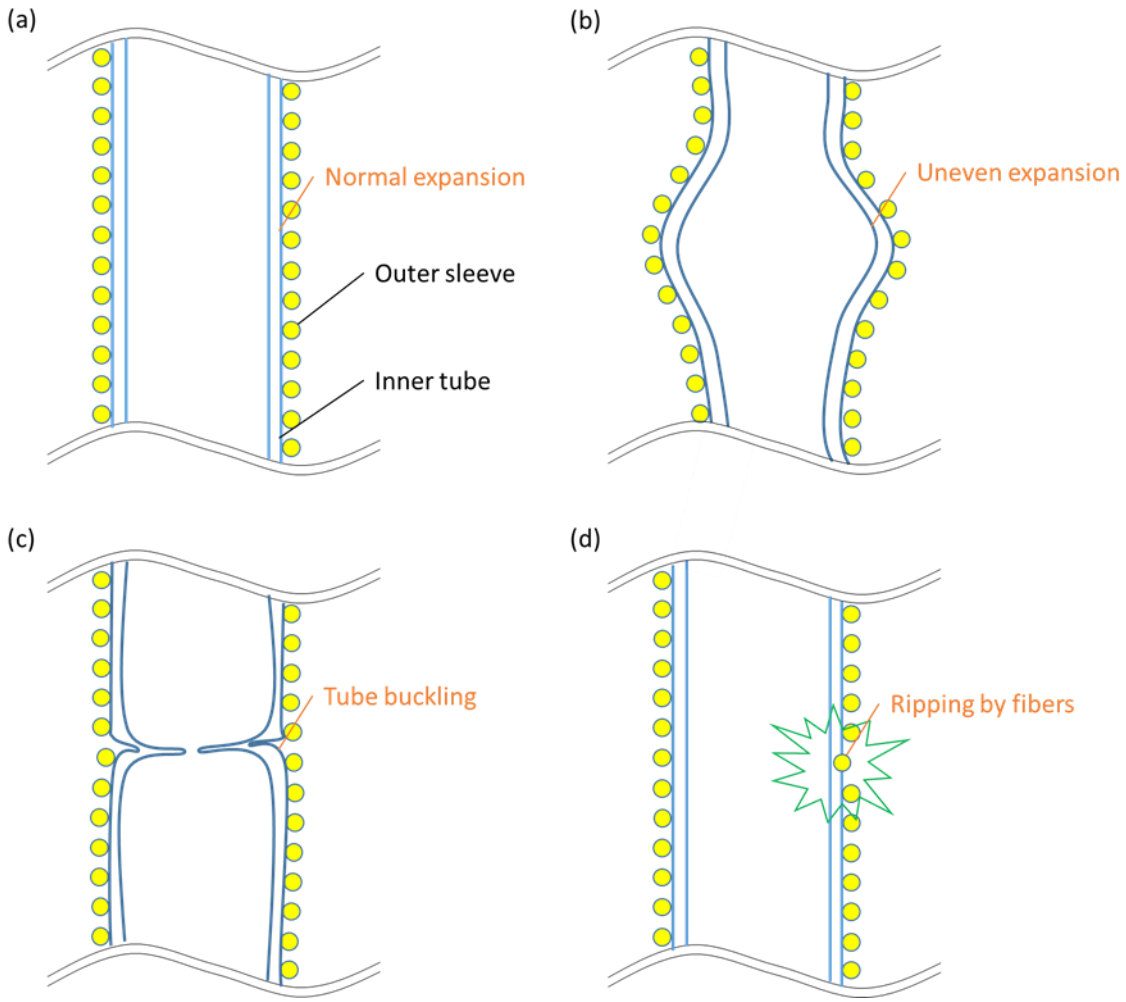


Figure 2.20: Destruction modes of thin McKibben muscle. (a) Normal expansion. (b) Uneven expansion of the inner tube. (c) Inner tube buckling in the sleeve. (d) Inner tube ripped by fibers.

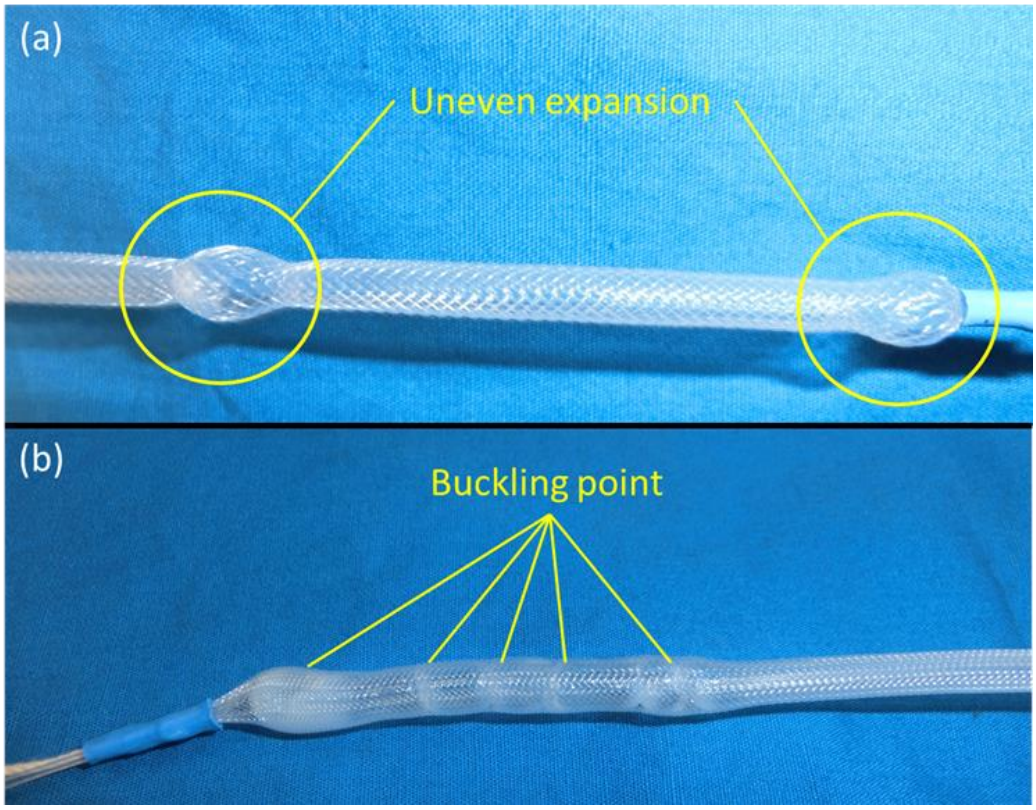


Figure 2.21: Example of (a) uneven expansion and (b) inner tube buckling.

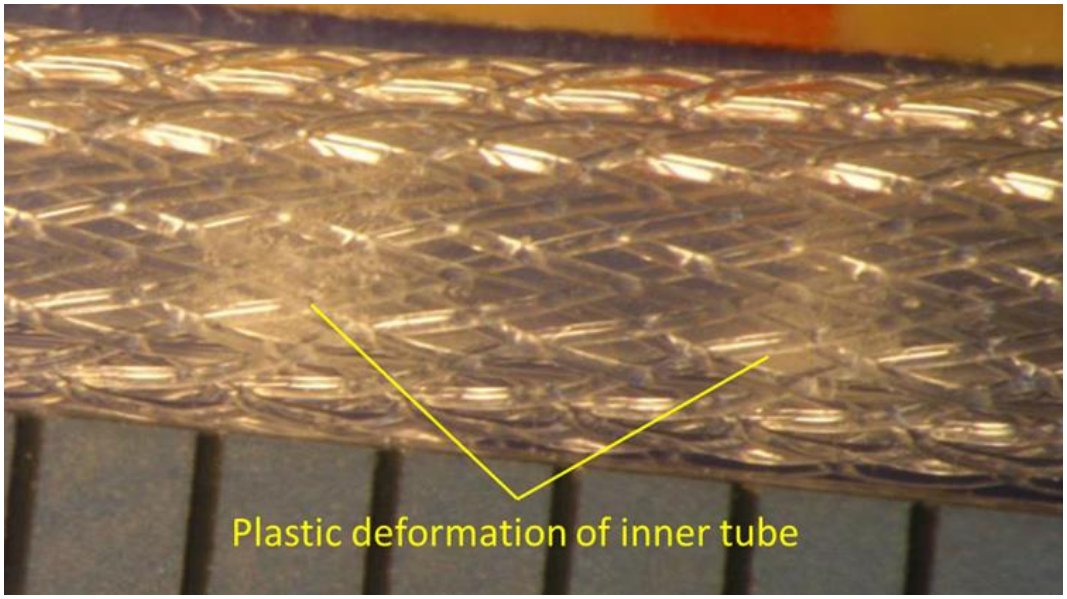


Figure 2.22: Example of plastic deformation of inner tube.

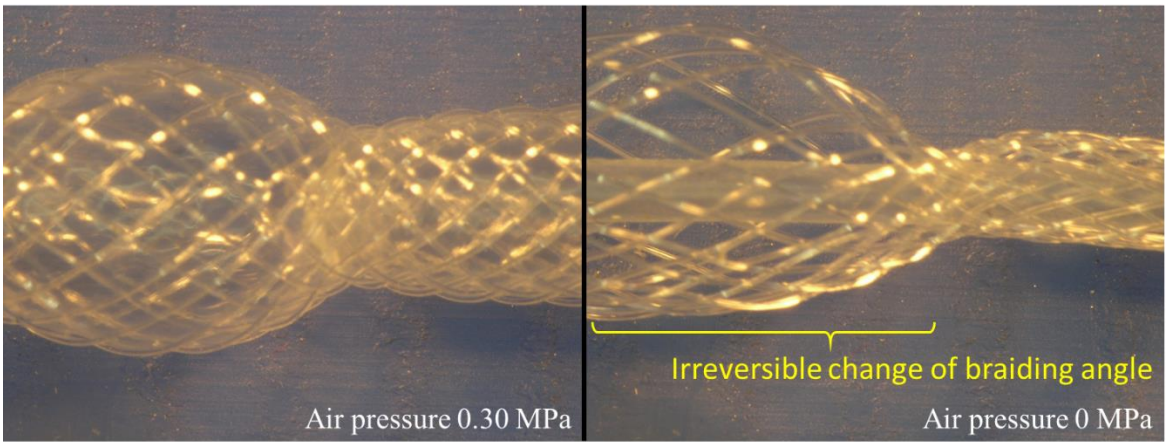


Figure 2.23: Example of irreversible change of braiding angle.

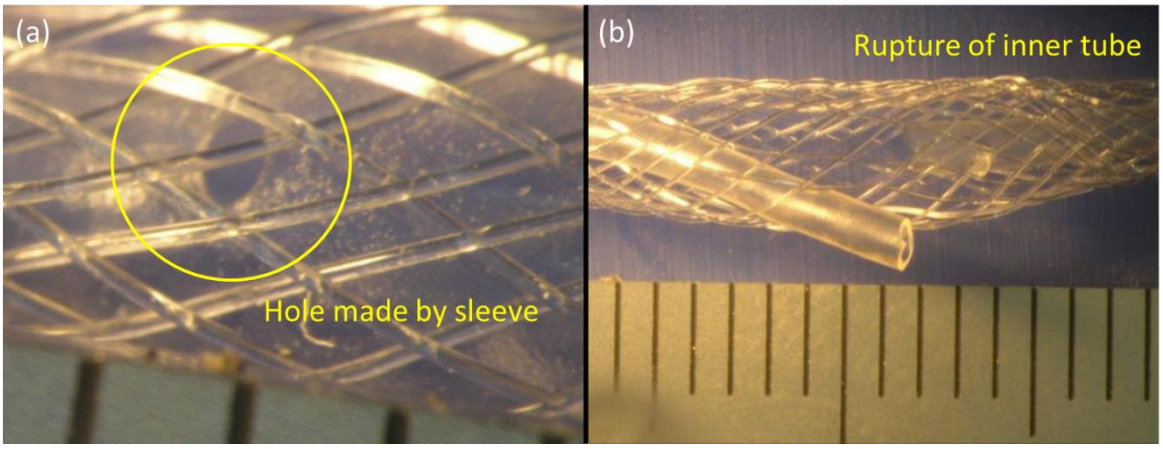


Figure 2.24: Example of (a) hole made on inner tube by sleeve and (b) rupture of inner tube.

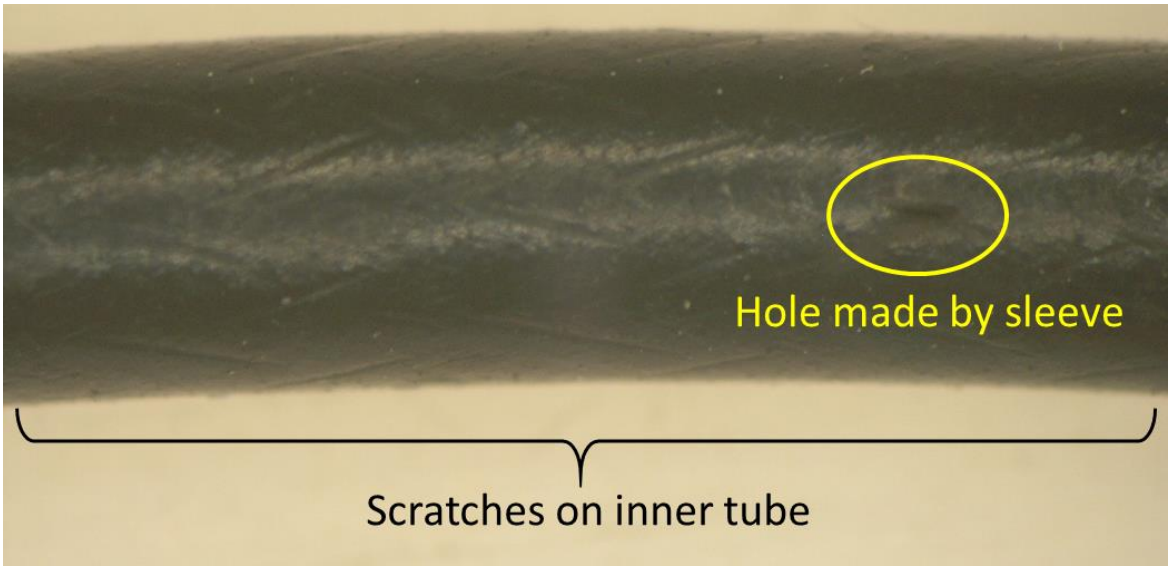


Figure 2.25: Scratches on inner tube surface by sleeve.

2.3.2. 湾曲状態における耐久性

多繊維化やロボット応用において細径人工筋は湾曲した状態で収縮するが，前項で議論したように湾曲時の繰り返し耐久性はゴムチューブとスリーブ間の応力集中が増加するため，繰り返し耐久性が低下することが懸念される．本項では湾曲状態における耐久性を評価するために湾曲耐久試験の手法を考案する．

湾曲時の繰り返し耐久性は平行に並ぶ 3 本の円柱の間を通して行う単体湾曲耐久試験法と細径人工筋 3 本を三つ編みした人工筋を用いた多繊維耐久試験法で評価する．ここで，多繊維耐久試験に三つ編み構造を用いているのは多繊維能動構造体で最も曲率が大きい構造を持つため，多繊維化において最も耐久性が低下すると考えられるからである．耐久試験装置（Figure 2.26）を用いて以下に記す条件に従って 2 種の耐久試験を行う．

単体湾曲耐久試験法

① 被試験人工筋は単体で実収縮部（端末の長さを除いた部分）の長さを 300 mm とする．
② 試験印加圧は 0 .55 MPa における収縮率の 80%に相当する収縮率が発生する印加圧と定める．ただし，印加圧の分解能は 0.05 MPa とする．
③ 耐久試験負荷はコンプライアンス特性において収縮率が最大収縮率の 80%となる負荷と定める．人工筋の先端に耐久試験負荷相当の重りを下げて試験を行う．
④ 人工筋の上端を固定して中央部分で 30 mm 間隔に並べた 3 本の円柱（アルマイト加工アルミニウム，外径 16 mm）に S 字になるように沿わせ，下端に耐久試験負荷相当の重りを取り付けて試験を行う．（Figure 2.27 (a)）
⑤ 人工筋の駆動には電磁弁を用いて加圧（1 sec）と大気圧開放（1 sec）を 1 ステップとして 2sec 周期で行う．
⑥ 試験は人工筋が十分に収縮あるいは伸長状態に達し，重りや人工筋が跳ね上がることがない条件で行う．上記の条件を満たさない場合はスピードコントローラ等を用いて適切な流量制御を行う．
⑦ 人工筋が破壊した時点で試験を終了し，その時までの動作回数を耐久回数とする．ただし，繰り返し回数の上限を 100 万回とし，上限回数を超えた場合には試験を止める．

多繊維耐久試験法

① 被試験人工筋は三つ編みされた人工筋で実収縮部（端末の長さを除いた部分）の長さは 300 mm とする．
② 試験印加圧は三つ編み前の単体人工筋の 0 .55 MPa における収縮率の 80%に相当する収縮率が発生する印加圧と定める．ただし，印加圧の分解能は 0.05 MPa とする．
③ 耐久試験負荷は三つ編み人工筋のコンプライアンス特性において最大収縮率の 80%となる負荷と定める．
④ 人工筋の上端を固定して下端に耐久試験負荷相当の重りを取り付けて試験を行う．（Figure 2.27 (b)）
⑤ 人工筋の駆動周期，試験条件，破壊判定は単体のときと同様である．

提案した耐久試験法の負荷や周期，印加圧，繰り返しの上限回数などの実験条件は細径人工筋の耐久試験法を参考にしたものであり，湾曲のない状態と湾曲状態における耐久性の違いを評価することができる．

被試験人工筋は繰り返し耐久性の高い EPDM ゴムを内部チューブに使用したものとし，印加圧を 0.30 MPa, 試験負荷を単体湾曲耐久試験で 300 g, 多繊維耐久試験で 650 g とした．EPDM を用いた細径人工筋は事前試験として湾曲のない状態で s-muscle 社によって繰り返し耐久性が評価されており，100 万回の繰り返し収縮で破壊が起きないことが確認されている． 2 種の試験の結果，細径人工筋はそれぞれの試験においても 100 万回の繰り返し収縮で破壊は起きなかった．耐久試験の結果から 100 万回程度の繰り返し収縮では湾曲なしの状態と湾曲状態で耐久性に変化はなく，筋骨格ロボットに適用する際に人工筋を曲げて使用すること，多繊維化することは問題がないといえる．

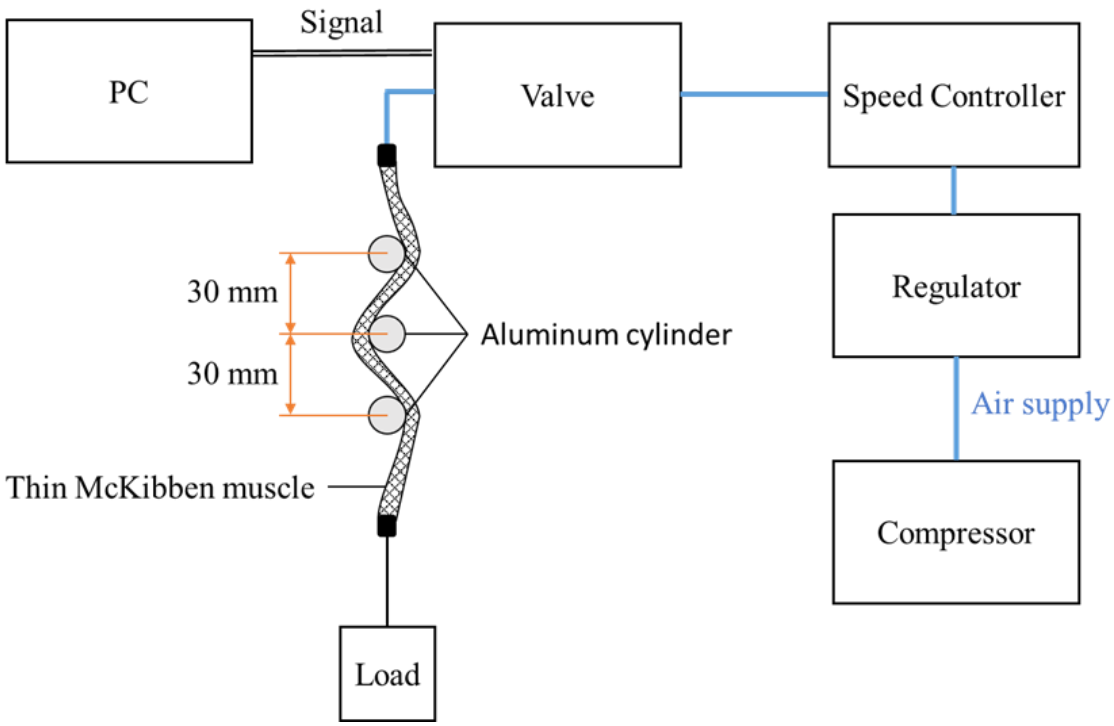


Figure 2.26: Bending durability test system.

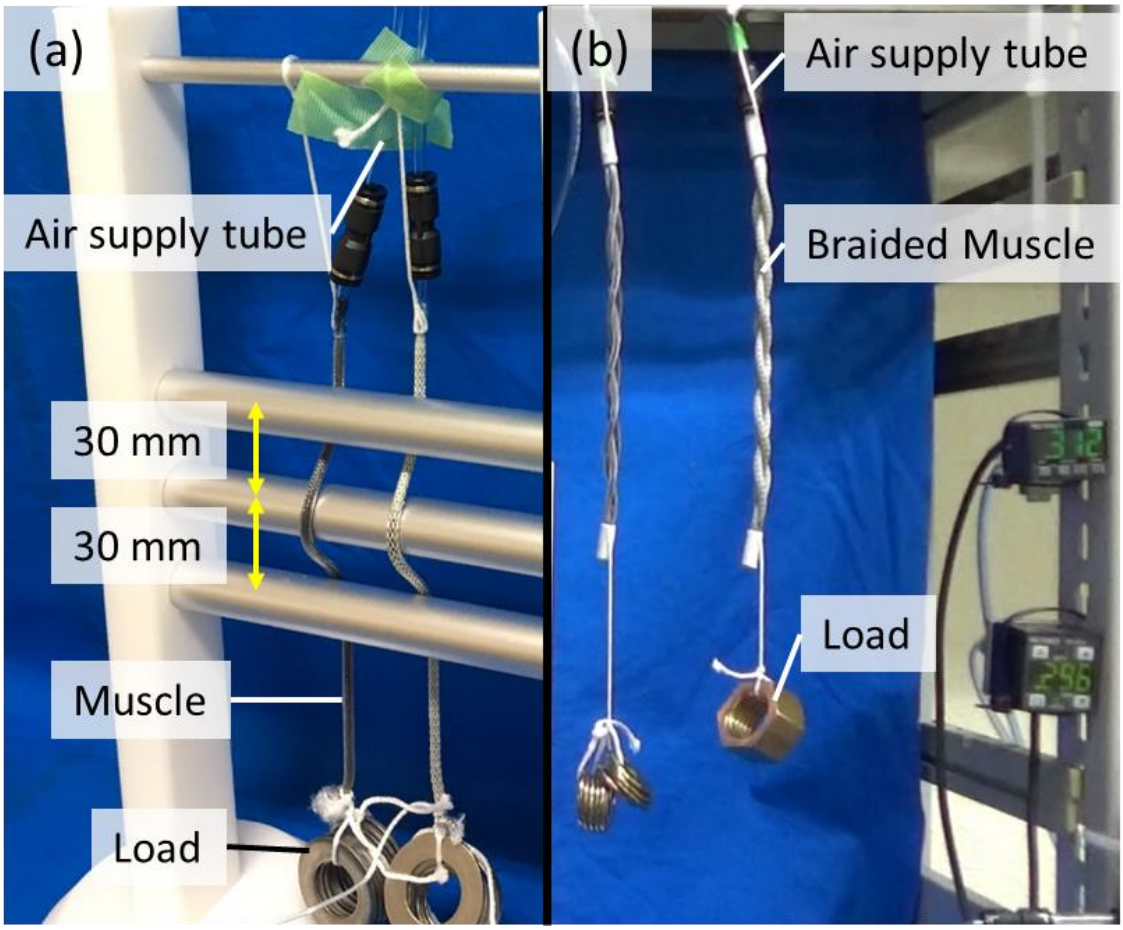


Figure 2.27: Bending durability test settings for (a) Single body bending durability test and (b) Multifilament durability test.

2.4. まとめ

I. 特性試験とロボット適用に向けた細径人工筋の製作方法を提案し，形状柔軟性を示した.

II. 実験的に細径人工筋の収縮力，収縮率，径方向膨張率，コンプライアンス特性に関する力学特性を明らかにした. 本研究で使用する細径人工筋は最大印加圧 0.55 MPa において最大収縮力 22.1 N，最大収縮率 27.2%，径方向膨張率 158%を示した.

III. 実験から得られた細径人工筋の力学特性を元に，実験式が細径人工筋の収縮力と軸方向収縮率に適用できるだけでなく，体積変化に関する実験式を用いて径方向膨張率にも適用できることを示した

IV. 細径人工筋の破壊機構を明らかにし，2 種の繰り返し曲げ耐久試験法を提案した．繰り返し曲げ耐久試験では細径人工筋が曲げた状態で 100 万回の収縮動作に耐えうることを示した.

3. 多繊維能動構造体の開発と筋繊維干渉メカニズムの解明

多繊維能動構造体は細径人工筋を組み合わせて作られたアクチュエータである．細径人工筋は細さ，形状柔軟性に富んでおり，筋繊維や動く糸として応用することで，生体筋肉の模倣や能動織布を実現することができる．多数の細径人工筋から構成されるため，多繊維能動構造体は筋繊維間の干渉によって収縮特性が変化するという共通の特徴を持つ．本章では細径人工筋を筋繊維として並列に並べた並列構造人工筋と細径人工筋を動く糸として編んだ三つ編み人工筋，および三つ編み構造に基づいた能動織布について提案する．提案した多繊維能動構造体の多繊維化による収縮特性変化を筋繊維干渉メカニズムとしてモデル化し，設計変数が収縮特性に与える影響を明らかにする．また，開発した多繊維能動構造体を従来研究と比較することで，形状柔軟性があり軽量かつ大出力な人工筋であることを示す.

3.1. 並列構造人工筋の開発と特性評価

3.1.1. 設計と基本特性

設計と製作方法

並列構造人工筋は多数の細径人工筋を並列化した構造を持つ（Figure 3.1）．並列構造人工筋の基本形状は両端に力の作用点が存在する直線形状である．並列構造人工筋は集積された細径人工筋と並列に圧縮空気を供給する送気ポートと送気チューブ，両端に取り付け用の腱を持つ基本構造を有する．上記の構造を達成するために，細径人工筋をシリコーンゴム接着剤で多繊維構造化し，これに瞬間接着剤（Loctite401）で送気ポートを取り付ける製作方法を考案した. 送気ポートは熱収縮チューブを変形させたもの, または樹脂製のものを使用した. 熱収縮チューブ製の送気ポートは熱変形によって任意の本数，断面形状に対して気密性のあるポートを形成できるメリットがある一方で，製作に時間と手間がかかって大量生産に向いていない．樹脂製の送気ポートは 3D プリンタや射出成型で大量生産できる一方で，特殊な断面形状や本数の異なる並列構造人工筋を製作する場合にはそれに合わせたポート設計が必要になる．熱収縮チューブ製，樹脂製の送気ポートは共に気密性と人工筋の発生力に耐えうる強度を有しており，用途に合わせて使い分けることができる．提案した並列構造人工筋の詳細な製作手順の例を以下に示す.

I.　熱収縮チューブ製送気ポートを用いた並列構造人工筋の製作

① 2 本の棒に巻きつけるようにして細径人工筋をまとめる.
② 片端(A 端とする)に HMPE 繊維の腱を縛って取り付ける.
③ 他端(B 端とする)は広がらないようにテープで固定して，棒から取り外す.
④ A 端の端を銅線で縛り，B 端の端を切る.
⑤ シリコーン接着剤(TSE392-C)を B 端に塗って端部を固定する．このとき空気漏れが起きないように隙間なく塗る.

⑥　B 端が下になるようにして吊るして 20 時間程度固まるのを待つ.（シリコーン接着剤は吸湿性のため濡れた布で巻く等するとより早く固まる.）

⑦　B 端が完全に固まっていることを確認する．このとき，固まっている部分を押してシリコーンの硬さと弾力があれば隙間はほぼないと考えてよいが，押しつぶされるような場合は隙間が存在する可能性がある．その場合は接着剤である LOCTITE401 を少量，隙間を埋めるように流し込むとよい.

⑧　B 端を輪切りにして細径人工筋内部のチューブに接着剤が詰まっていないことを確認する.

⑨　細径マッキベン人工筋の本数に応じて，適切な大きさの熱収縮チューブを選び，長さ 35mm にカットする．空気漏れを防ぐために，熱収縮チューブは内側にシール材があるものを使用する.

⑩　熱収縮チューブの側面に穴を開けてφ3mm のポリウレタンチューブを差し込む．これを LOCTITE401 で接着する.

⑪　熱収縮チューブの直径にあった直径を持つ厚さ 2mm 程度の円形のゴムの中心に穴を開けて HMPE 繊維の腱を取り付け，LOCTITE401 を塗布する.

⑫　⑩で製作したゴムの蓋を熱収縮チューブの片端に LOCTITE401 を少量塗布し，半田ごてを使って接着する.

⑬　送気ポートの内側に少量の LOCTITE401 を塗布し，収縮部の B 端を差し込む．熱収縮チューブに半田ごてを使用して収縮させていき，隙間を埋めていく.

⑭　LOCTITE401 が乾いたら空圧を 0.20 MPa 程度印加して空気漏れがないか確認する. 空気漏れが確認された場合，空気漏れが起きている部分に LOCTITE401 を塗布し，20 分程度してからもう一度空圧を印加して，空気漏れを確認する.

II.　樹脂製送気ポートを用いた並列構造人工筋の製作

①~④における製作方法は熱収縮チューブ製と同様である.

⑤　シリコーン接着剤(TSE392-C)を B 端に塗って端部を固定するとき，3D プリンタで製作した送気ポートと同径のリングを端部に通す．このとき端部から 5mm 程度押し込んでリングを通す.

⑥　熱収縮式と同様に固まっているのを確認したらリングの下端を輪切りにしてリングを取り外す.

⑦　3D プリンタで製作したキャップに LOCTITE401 で送気チューブと束ねた人工筋，HMPE 繊維の腱を取り付ける.

本研究では Zortrax 社の積層型 3D プリンタ Zortrax200 と材料 Z-Ultra を用いて送気ポートの出力を行ったが, 射出成型などその他の加工方法で樹脂の送気ポートを製作してもよい. 3D プリンタで送気ポートを出力する際には引張り力に耐えうる材料選定，積層部の気密性に注する必要がある.

Figure 3.2 に並列構造人工筋が収縮する様子を示す．両端にはロボット等に取り付けるための腱として HMPE 繊維を用いて作られたワイヤが取り付けられている．送気チューブから供給される空気は送気ポートを通じて各細径人工筋に並列に供給されるため，全ての細径人工筋は送気チューブからの空圧を共有しており，この並列構造が人工筋のロバスト性と修復性能を高めている．例として，一般的な空圧人工筋は破損によって空気漏れが生じると空気穴が大きくなって急激に発生力が低下，もしくは破裂する危険性があるが，並列構造人工筋は任意の細径人工筋が破損した場合でも細径人工筋単体の破損による空気漏れの影響は全体から見ると小さく，発生力は低下するものの，まったく動作しなくなるということはない．この特性によって破損によって直ちにアクチュエータの機能が停止してロボットシステムが予期せぬ動作をすることを防ぐことができる．また，空圧を印加する空間が分かれていないソフトアクチュエータは破損箇所を同程度の強度，変形特性を保持したまま修復することが難しいため，一部が破損すると部分補修によって再度使用することが難しい．並列構造人工筋は破損した細径人工筋を切り取ってチューブの穴を塞ぐことで，破損した人工筋を取り除いた状態で再使用可能である．

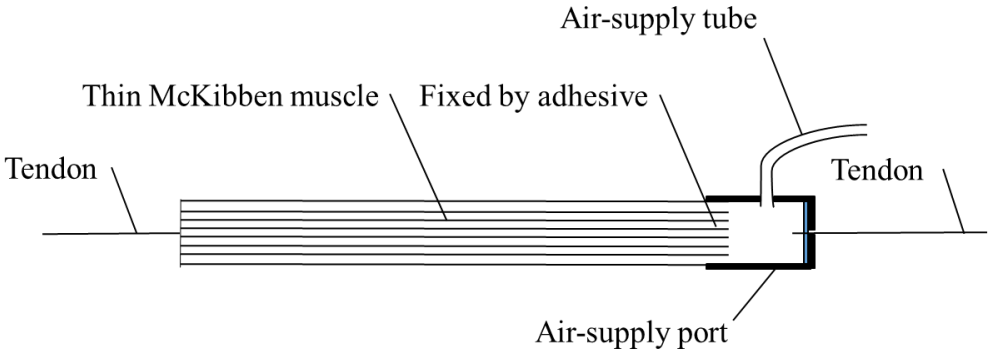


Figure 3.1: Structure of typical multifilament muscle.

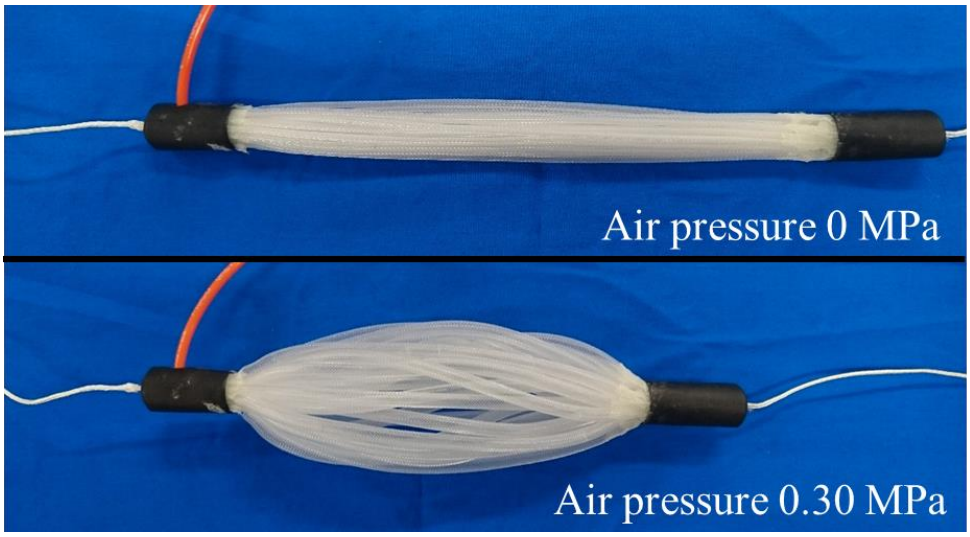


Figure 3.2: Example of developed multifilament muscle consisting of 30 thin McKibben muscles working as a linear actuator. This is the basic shape that imitates a normal muscle. Muscle fibers are curved to the outside with their radial expansion.

形状柔軟性と形状模倣

形状柔軟性は細径人工筋の形状柔軟性に起因する特徴で，大きな曲率のある状態で空圧を印加したときにも駆動することができる特徴である．(Figure 3.3)．一般的な空圧人工筋は直径が大きくなると空圧印加時に曲がらなくなるのに対して，並列構造人工筋は径の大きさに関わらず，空圧印加時にも容易に曲げることができる．これは構成する細径人工筋が形状柔軟性持つためである．また，細径人工筋がそれぞれ独立していることで，束ねる方法次第で二頭筋や大胸筋といった生体筋肉（Figure 3.4）の形状を模倣することができる（Figure 3.5)．二頭筋型並列構造人工筋の動作の様子を Figure 3.6 に，平型並列構造人工筋の動作の様子を Figure 3.7 にそれぞれ示す．形状柔軟性や形状模倣によって並列構造人工筋を生物模倣ロボットやサポートスーツのアクチュエータとして密に取り付けることができるだけでなく，複雑な形をした部分や凹凸のある部分にも取り付けることが可能となる．また，取り付けスペースや重量の問題でモータやシリンダを取り付けるのが困難であった場所にも取り付けることが可能であり，力の作用点を複数点作ることで引張り力の作用方向を自由に設計できるというメリットもある．例えば，複雑な骨格形状を持つ筋骨格ロボットにはアクチュエータを曲げて取り付けることや重ねて取り付けることが要求され，大胸筋や二頭筋のように従来のアクチュエータを適用することが困難な部位があるが，並列構造人工筋を適用することで腱駆動系を容易に構築することができる．

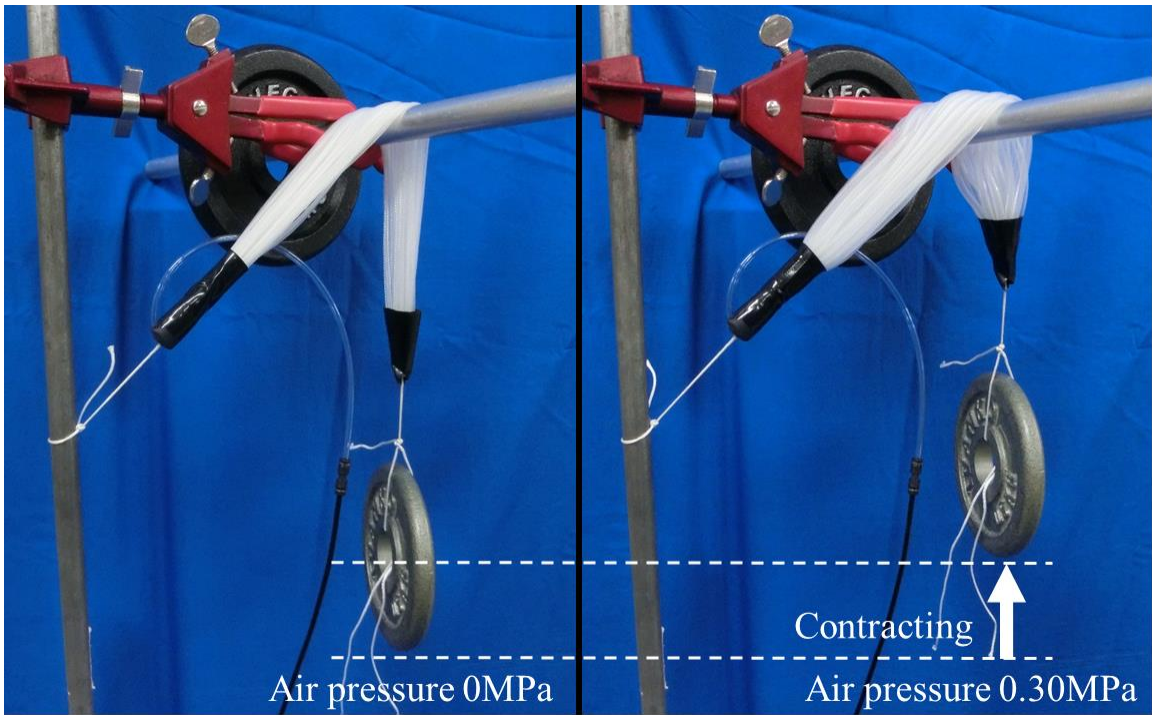


Figure 3.3: Deformed multifilament muscle consisting of 30 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.3 MPa with a 5 N load attached at the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm..

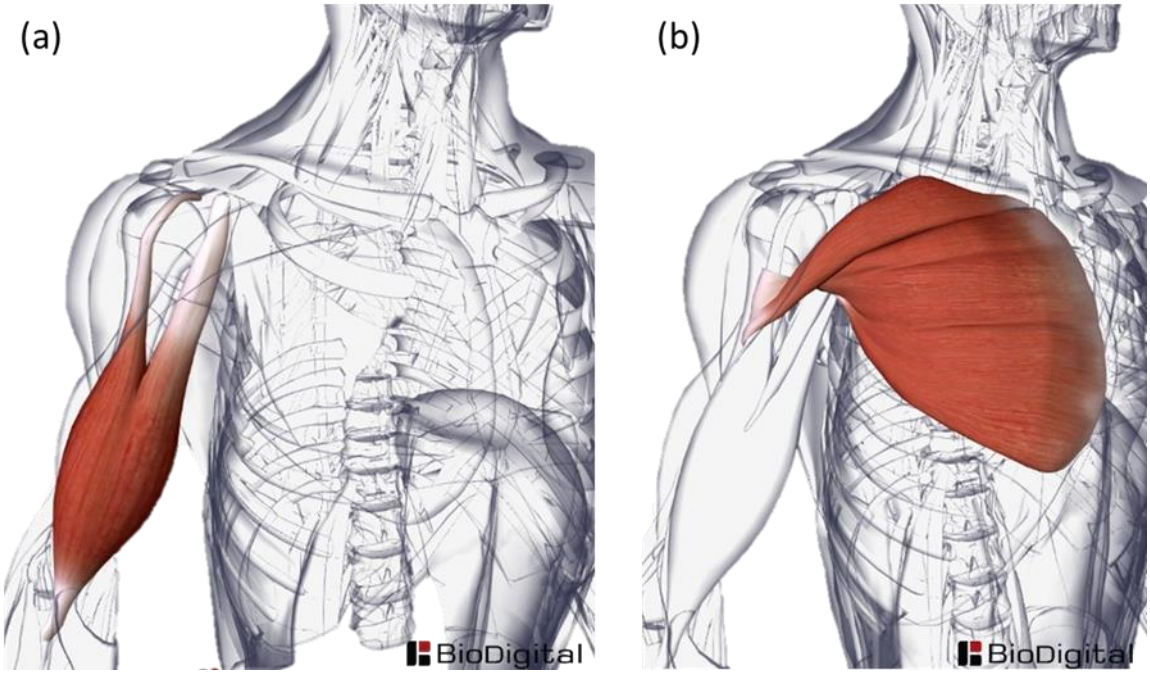


Figure 3.4: Schematic diagram of human muscle. (a) Biceps muscle. (b) Flat muscle [159].

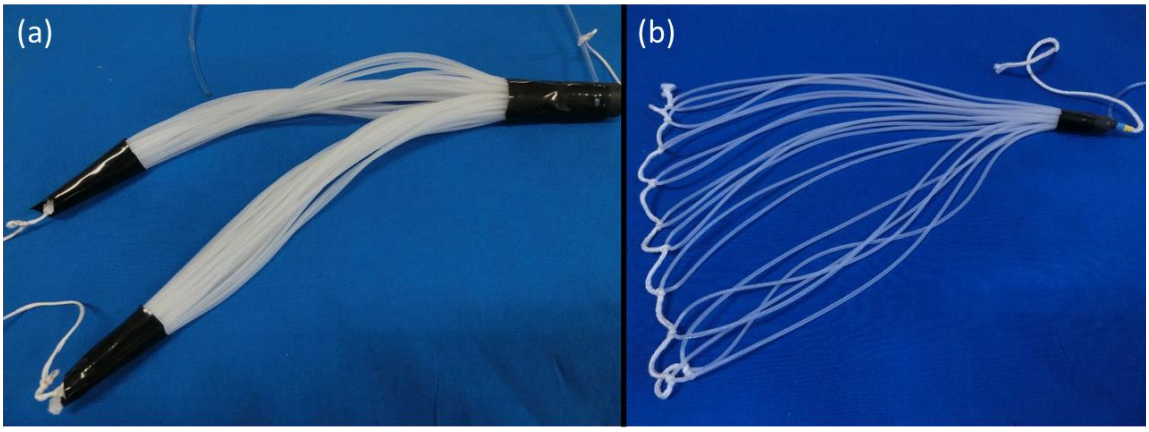


Figure 3.5: Example of multifilament muscle imitating human muscles. (a) Biceps muscle. (b) Flat muscle.

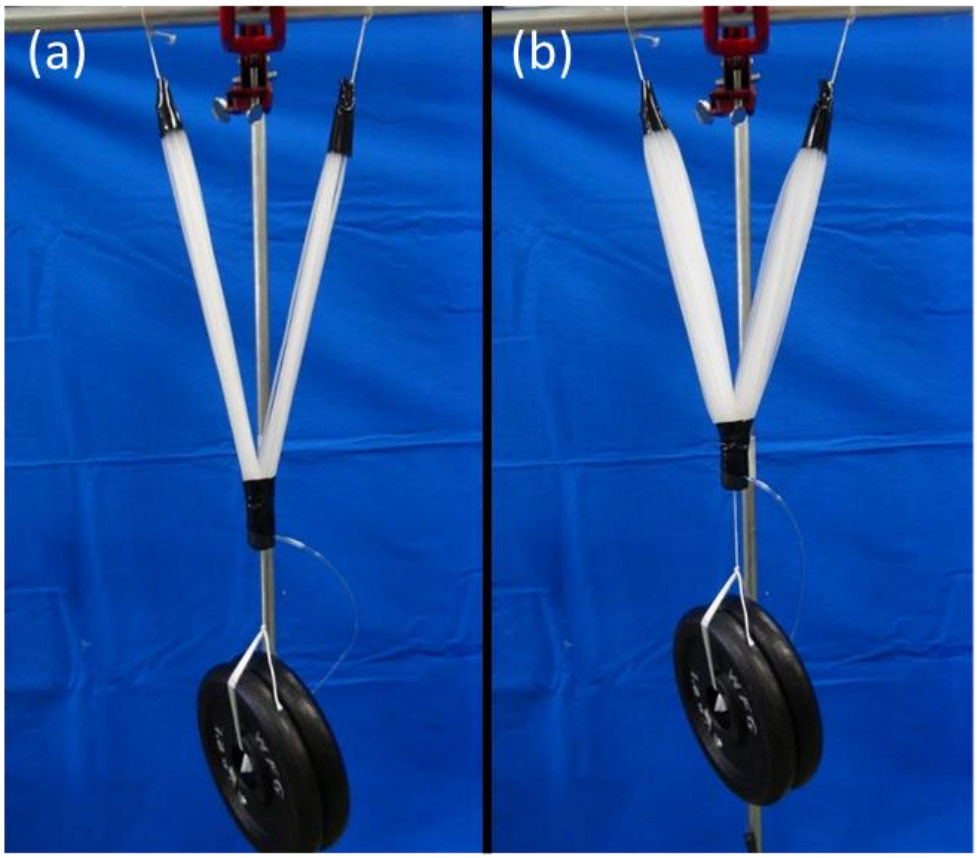


Figure 3.6: Biceps multifilament muscle consisting of 60 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.25 MPa with a 50 N load attached at the bottom.

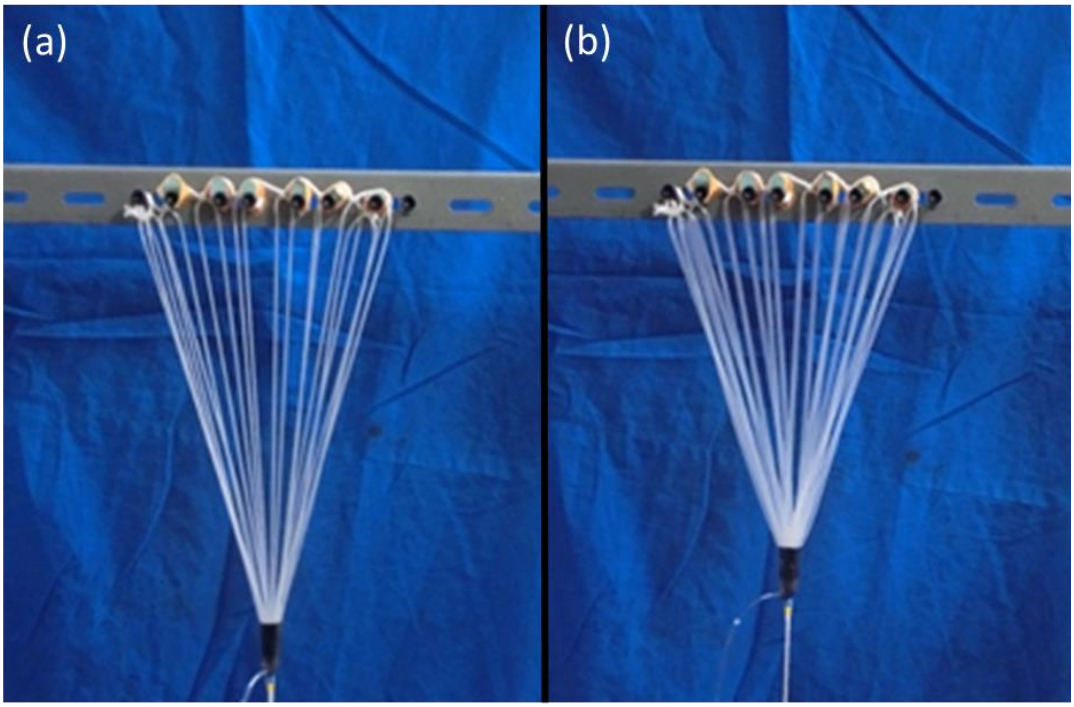


Figure 3.7: Flat multifilament muscle consisting of 20 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.25 MPa with a 25 N load attached at the bottom.

3.1.2. 筋繊維間干渉モデリング

本項では，並列構造人工筋の収縮特性を 2 つのモデルを使って定式化する．1 つ目に湾曲形状を矩形としたモデル，2 つ目に湾曲形状をひし形としたモデルについて幾何学的関係からそれぞれ定式化を行う．

モデル I：湾曲形状を矩形としたモデリング

並列構造人工筋は Figure 3.2 に示したように収縮時の細径人工筋の膨張によって筋繊維が中心軸から外側に押し出されるような干渉が起こることで収縮特性が変化すると考えられる．束ねられた人工筋が径方向に膨らむことで外側に位置する人工筋が湾曲して広がることで，人工筋の経路長が変化して見かけ上の収縮率が変化する 2 次元平面モデルを考える（Figure 3.8）．本モデルでは細径人工筋は隙間なく並んでおり，最大経路長をとる最も外側の人工筋は両端で直角に湾曲するものと仮定する．膨らんだときに湾曲して増加した経路長$nd_0\varepsilon_r$だけ収縮量が増加すると考えると幾何学的な関係から，この並列構造人工筋に空圧を印加したときに得られる見かけ上の収縮率ε_hは以下の式(3.1)で表される．ここで，初期直径をd_0，束ねた人工筋の本数をn，初期長さをl_0，軸方向収縮率をε_l，径方向膨張率をε_rとした．

$$\varepsilon_h = \varepsilon_l + n\varepsilon_r \frac{d_0}{l_0} \tag{3.1}$$

式(3.1)から細径人工筋単体の収縮率ε_lに加えて第 2 項の分だけ収縮率が増加することがわかる．第 2 項は束ねた人工筋の本数n，径方向膨張率ε_r，人工筋単体のアスペクト比d_0/l_0に比例する．

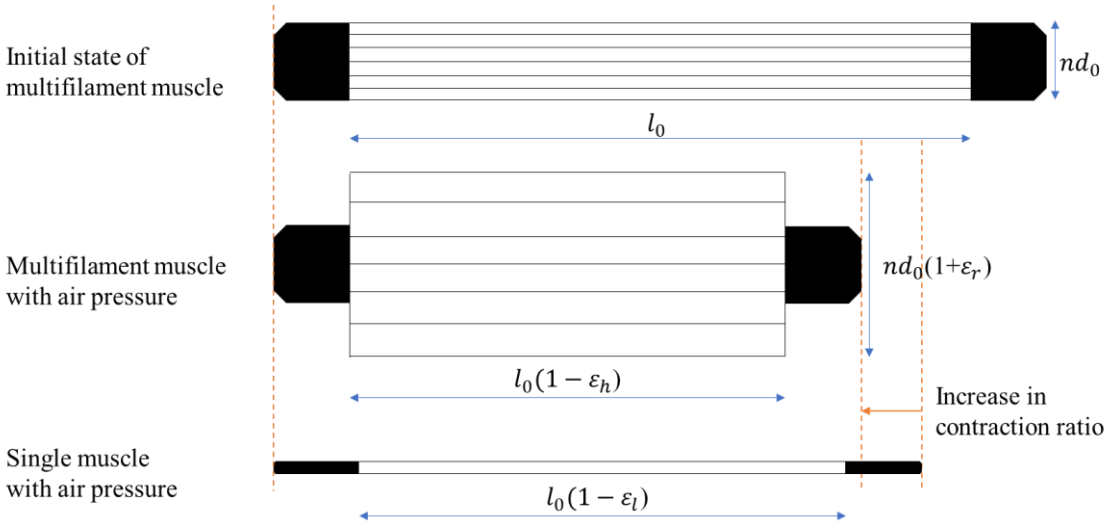


Figure 3.8: Model I: Muscle fibers bend at a right angle at both ends with air pressure and are arranged without gaps, which is considered in a two-dimensional model.

モデル II：湾曲を考慮したモデリング

実際の細径人工筋の両端で直角に湾曲するのではなく，端部で人工筋内部のチューブが潰れることで Figure 3.2 のように曲線に沿って起こる．本モデルでは並列構造人工筋の外形に着目して細径人工筋がパンタグラフ機構のようにひし形に湾曲すると仮定し，湾曲形状を直角としたモデリングと同様に 2 次元平面でモデリングを行う．Figure 3.9 に示すように人工筋の中点で折り返すようなひし形に湾曲し，多繊維人工筋の軸からひし形頂点までの距離は人工筋が隙間なく並んだ場合の外径まで湾曲するものとする．モデル I と同様に，初期直径をd_0，束ねた人工筋の本数をn，初期長さをl_0，軸方向収縮率をε_l，径方向膨張率をε_rとすると幾何学的な関係から，この並列構造人工筋に空圧を印加したときに得られる見かけ上の収縮率ε_hは以下の式(3,2)で表される．式(3,2)において平方根内第 2 項の分だけ単体人工筋より収縮率が増加する．

$$\varepsilon_h = 1 - \sqrt{(1-\varepsilon_l)^2 - \left(n\varepsilon_r \frac{d_0}{l_0}\right)^2} \tag{3.2}$$

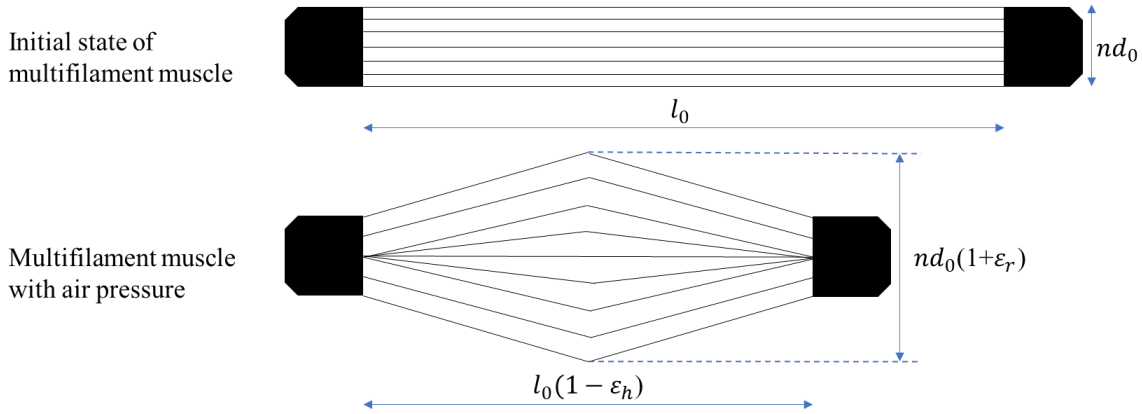


Figure 3.9: Model II: Focusing on the outer shape of the multifilament muscle, the muscle fiber bundle is assumed to take the form of a rhombus in a two-dimensional plane.

3.1.3. 並列構造人工筋の力学特性

本項では並列構造人工筋の力学特性の解明，2 つのモデルから得られた理論値と実験値の比較，単体人工筋との収縮特性の比較と考察を行う．

並列構造人工筋の特性試験

特性試験に用いた並列構造人工筋は Table 3.1 に示した設計仕様を持ち，並列構造人工筋は Table 2.1 に示した仕様の細径人工筋から構成される．試験装置は 2.2.1 で細径人工筋の特性試験に用いたものを使用し，同様の方法で行った．並列構造人工筋の各印加圧力に対する収縮力を Figure 3.10 に，軸方向収縮率を Figure 3.11 に，0.30 MPa の空圧を印加時のコンプライアンス特性を Figure 3.12 にそれぞれ示す．0.50 MPa において並列構造人工筋の最大収縮力 159.8 N，最大収縮率 29%であった．各測定結果に見られるヒステリシス特性は細径人工筋のヒステリシス特性に加えて多繊維化による筋繊維間の摩擦などが影響していると考えられる．

Table 3.1: Specifications of multifilament muscle used in the characteristic experiment.

l_0: Initial length	200 mm
n: The number of thin McKibben muscle	10
d_0/l_0: Aspect ratio of thin McKibben muscle	0.9×10^{-2}

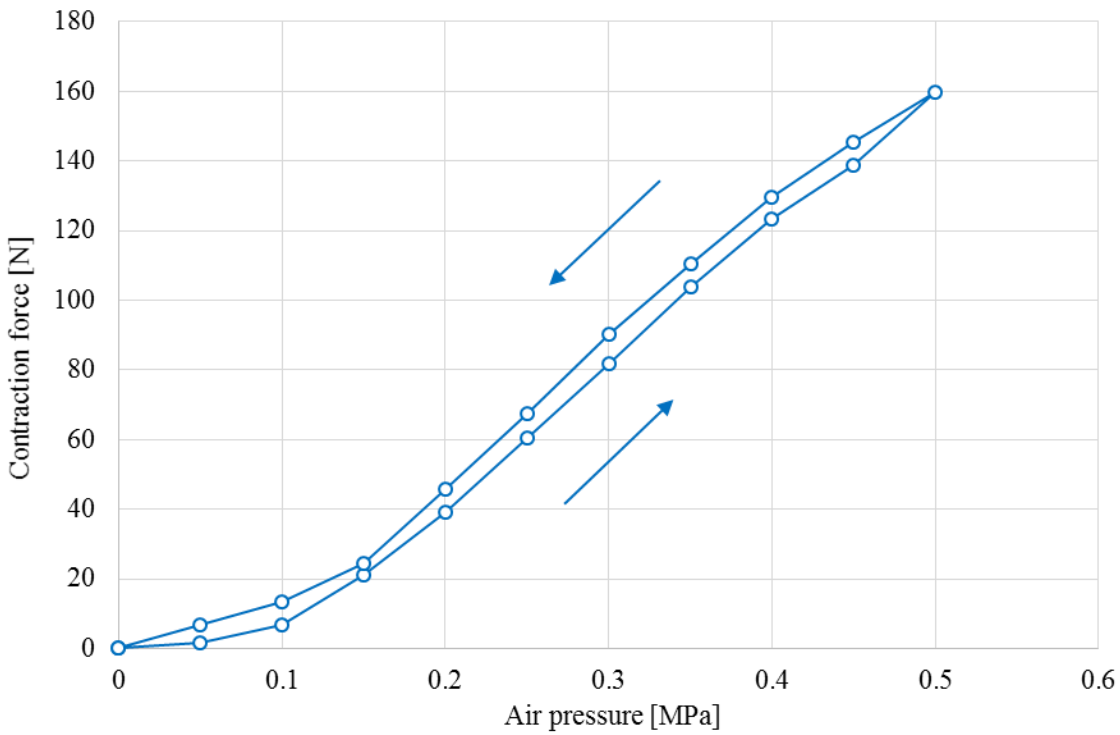


Figure 3.10: Contraction force of multifilament muscle at each applied air pressure. Maximum contraction force is 159.8 N at an air pressure of 0.50 MPa.

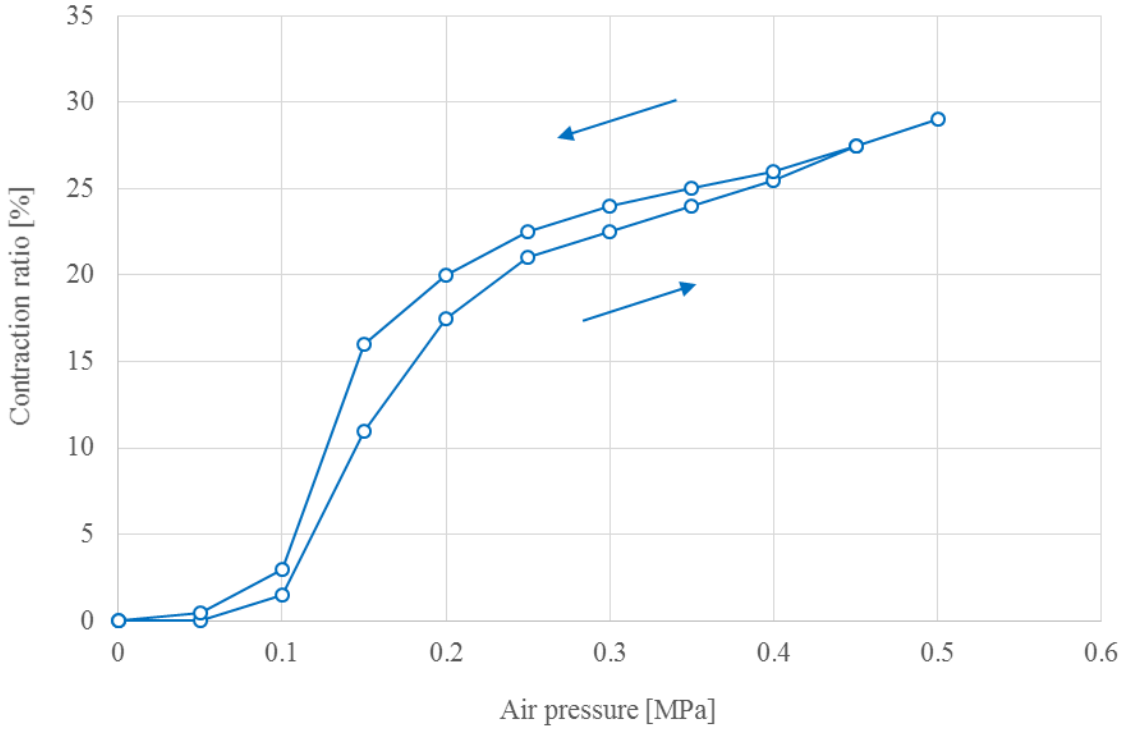


Figure 3.11: Contraction ratio of multifilament muscle at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 29% at an air pressure of 0.50 MPa.

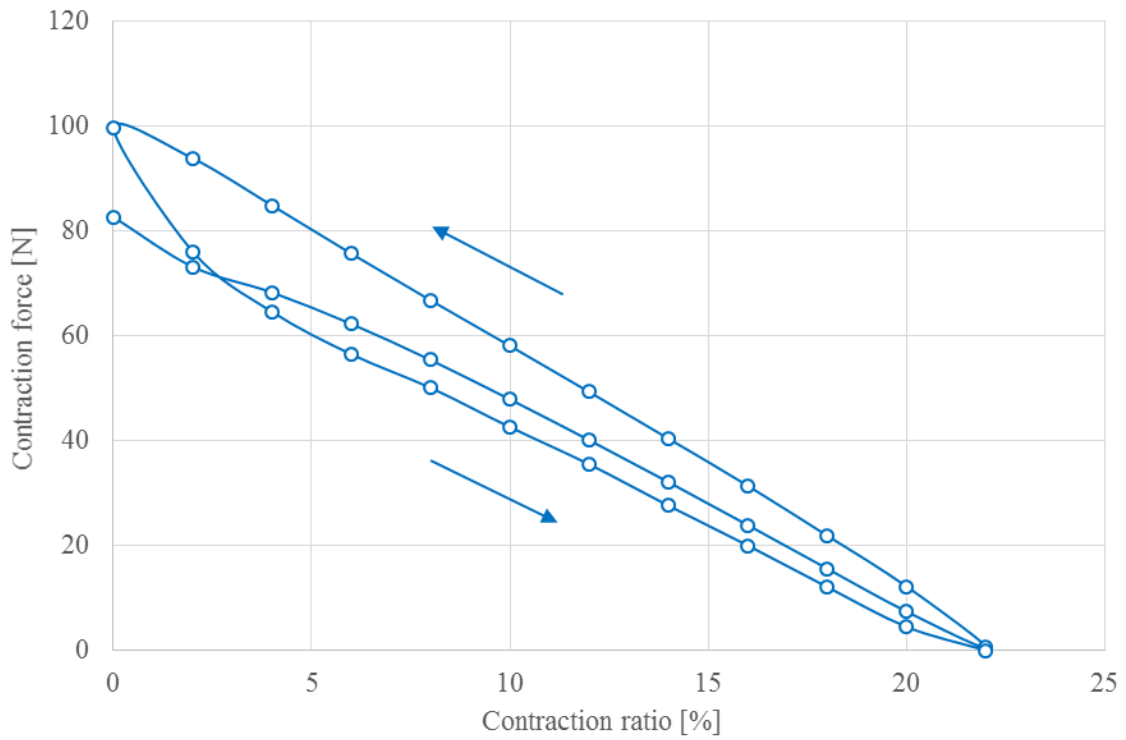


Figure 3.12: Compliance characteristics of multifilament muscle with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 100.3 N and maximum contraction ratio is 22%.

並列構造化による特性変化の考察

並列構造人工筋の実験データを前項で考案した 2 つのモデルから得られる理論式と細径人工筋の収縮特性と比較し，多繊維化による収縮特性の変化を明らかにする．各印加圧力に対する人工筋 1 本あたりの収縮力の比較を Figure 3.13 に, 軸方向収縮率の比較を Figure 3.14 に，コンプライアンス特性の比較を Figure 3.15 に，空圧 0.50 MPa 印加時における並列構造人工筋の最大収縮力と収縮率の理論値と実験値の比較を Table 3.2 にそれぞれ示す．並列構造人工筋の収縮率の理論値は式(2.6) 式(2.7)から得られる軸方向収縮率と径方向膨張率をモデル I から得られた式(3.1)とモデル II から得られた式(3.2)にそれぞれ代入することで得られた値である．式(2.6) 式(2.7)における 6 つの定数は並列構造人工筋を構成する細径人工筋の実験値からフィッティングで得られた Table 2.2 に示した値を使用する．収縮力の特性は単体と同様であるとして，式(2.4)を適用した．上記の比較から以下のことがわかった．

① モデリングから得られた理論式が示すとおり，多繊維化することで人工筋の最大収縮率が向上した（Figure 3.14，Figure 3.15）.
② 多繊維化することで細径人工筋 1 本あたりの人工筋の最大収縮力は小さくなった（Figure 3.13，Figure 3.15）.
③ 湾曲を考慮したモデル II から得られた理論式が実験値とよく一致している.
④ モデル I から得られた理論値は実験値と乖離した値を示すが，収縮率が増加する傾向は一致した.
⑤ 各印加圧に対する収縮力の実験値は印加圧が大きくなるほど理論値と誤差が大きい（Figure 3.13）.
⑥ 各印加圧に対する収縮率の実験値は理論値とよく一致している（Figure 3.14）.
⑦ コンプライアンス特性における低収縮率かつ高収縮力の領域では実験値と理論値の誤差が大きい（Figure 3.15）.

実験結果が示すように，多繊維化によって単体人工筋よりも収縮率が向上し，細径人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなった．空圧 0.50 MPa 印加時において並列構造人工筋の収縮率は単体と比較して 11%増加した一方で，1 本あたり収縮力は 18%減少した．実験で確認した収縮率の向上はモデリングから得られた理論式が示す傾向と一致しており，実際に筋繊維干渉によって収縮率が向上することがわかる．2 つのモデリングでは湾曲を考慮したモデル II が実際の収縮特性と一致しており, 理論値を定量的に算出するときにはモデル II を使えばよいことがわかった．モデル I から得られる理論値は実験値とは差があるが，式が簡単な形で表されることから定性的に設計変数を議論する上で有用である．並列構造人工筋の収縮力が細径人工筋単体よりも小さい値となっている理由として多繊維化された人工筋の長さが不均一であることが考えられる．各印加圧に対する収縮力特性（Figure 3.13）とコンプライアンス特性（Figure 3.15）における低収縮率かつ高収縮力領域の人工筋は空圧無印加の自然長に近い状態である．この状態で多繊維化された細径人工筋の長さにばらつきがあると他に比べて長い人工筋は同収縮率における収縮力を出すことができず，並列構造人工筋の収縮力が

小さくなる．また，コンプライアンス特性（Figure 3.15）における低収縮率かつ高収縮力領域では細径人工筋単体の実験値も理論値より小さくなっており，この誤差傾向が単体人工筋の収縮特性を変数とした並列構造人工筋の特性にも現れていると考えられる．以上の議論から，多繊維化された細径人工筋の長さにばらつきのない理想状態では並列構造人工筋の筋繊維 1 本あたりの収縮力は細径人工筋単体の収縮力に値が近づくと考えられる．

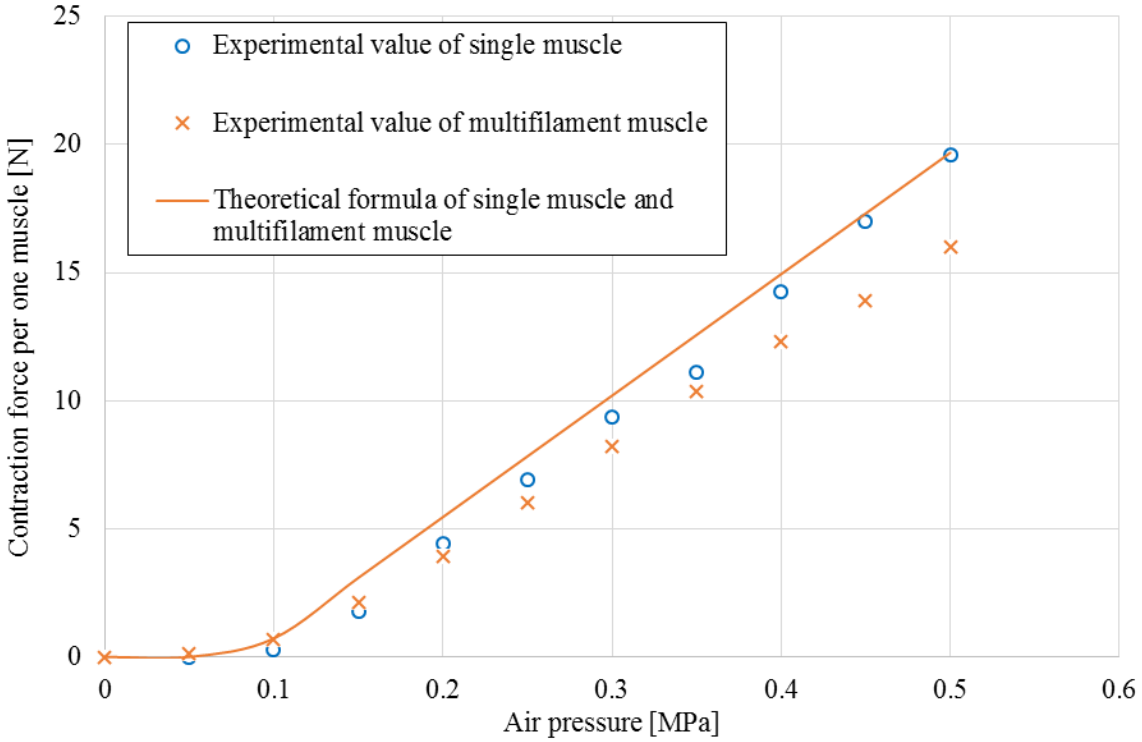


Figure 3.13: Contraction force of multifilament muscle and thin McKibben muscle at each applied air pressure. Multifilament muscle has smaller contraction force than thin McKibben muscle at air pressures between 0.20 and 0.50 MPa.

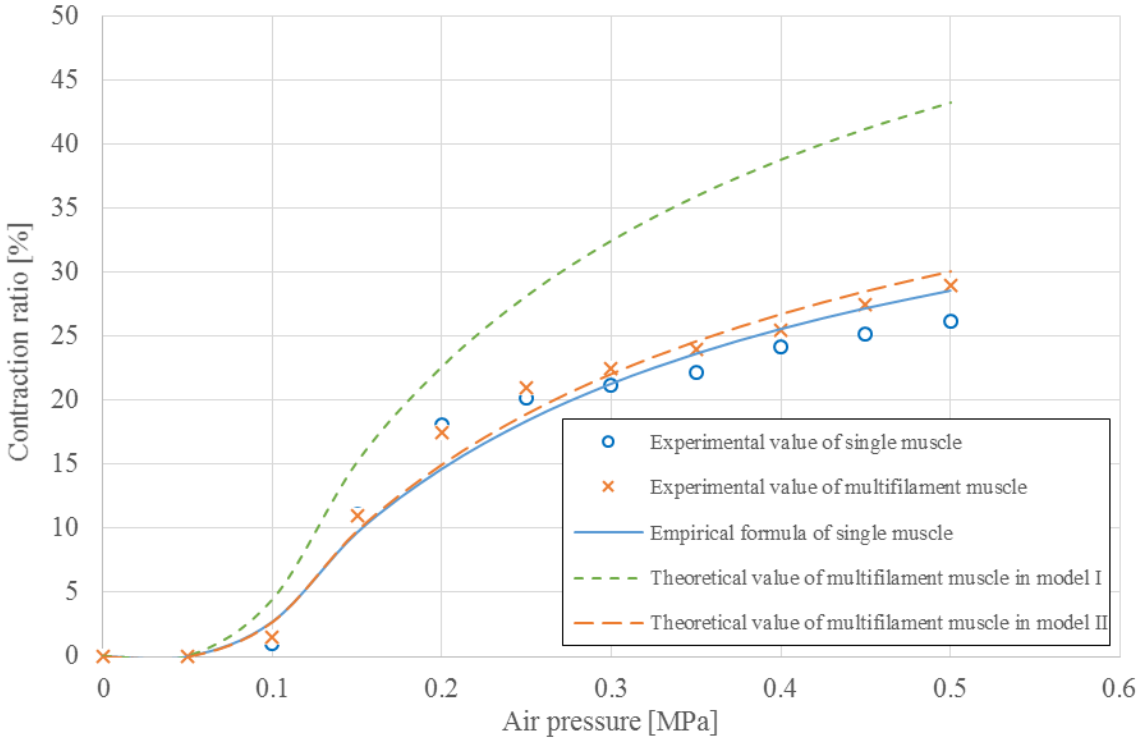


Figure 3.14: Contraction ratio of multifilament muscle and thin McKibben muscle under each applied air pressure. Multifilament muscle has a larger contraction ratio than thin McKibben muscle at air pressures between 0.25 and 0.50 MPa, and theoretical equations derived from Model II considering the curved shape are consistent with the experimental value.

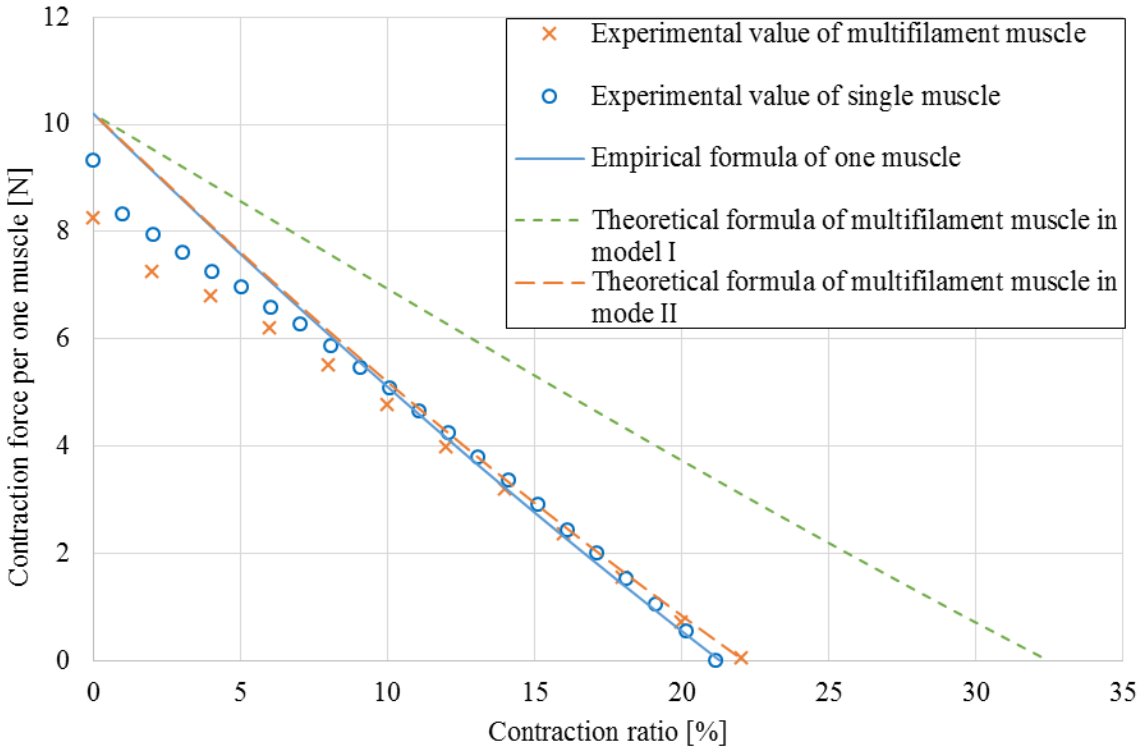


Figure 3.15: Compliance characterestics of multifilament muscle and thin McKibben muscleunder an air pressure of 0.30 MPa. Multifilament muscle has larger contraction ratio than thin McKibben muscle at a maximum contraction ratio and theoretical equa-tions derived from Model II considering the curved shape is consistent with theexperimental value.

Table 3.2: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for multifilament muscle and thin McKibben muscle at air pressure of 0.50 MPa.

	Maximum contraction force per muscle	Maximum contraction ratio
Theoretical value in Model I	19.7 N	43.2%
Theoretical value in Model II	19.7 N	30.0%
Experimental value of multifilament muscle	16.0 N	29.0%
Theoretical value of thin McKibben muscle	19.7 N	28.6%
Experimental value of thin McKibben muscle	19.6 N	26.2%

3.1.4. 筋繊維数・アスペクト比の収縮特性に対する影響

モデリングから得られた式(3.1)，(3.2)からわかるように，人工筋の本数n，人工筋単体のアスペクト比d_0/l_0は筋繊維干渉による収縮率の増加量を決定する設計変数であり，束ねた本数n，アスペクト比d_0/l_0が大きいほど収縮率が増加することが予想される．この仮説を確かめるために，人工筋の本数とアスペクト比の異なる並列構造人工筋で比較実験を行った．アスペクト比は人工筋の初期長さl_0を変えることで値を変更した．試験に用いた 4 種類の並列構造人工筋を Figure 3.16，設計仕様を Table 3.3 にそれぞれ示す．設計変数の異なる並列構造人工筋を区別するために MM-1~4 という名前をつけた．空圧 0.30 MPa 印加時の細径人工筋単体と MM-1，MM-2 の試験結果から人工筋の本数で比較したコンプライアンス特性の理論値と実験値を Figure 3.17 に，MM-1，MM-2，MM-3 の試験結果から人工筋単体のアスペクト比で比較したコンプライアンス特性の理論値と実験値を Figure 3.18 にそれぞれ示す．空圧 0.30 MPa 印加時の各人工筋における最大収縮力と最大収縮率の理論値と実験値の比較と平均二乗誤差を Table 3.4 に示す．実験の結果から以下のことがわかった．

① 束ねた本数が多いほど収縮率は向上するが，並列構造人工筋を構成する人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなる．
② 束ねた本数が多いほど理論値と実験値に差が出る傾向にある．
③ アスペクト比が大きいほど収縮率は向上するが，並列構造人工筋を構成する人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなる．
④ アスペクト比が大きいほど理論値と実験値に差が出る傾向にある．

束ねた本数，アスペクト比が大きいほど収縮率が増加するという理論式が示すとおりの結果が得られたが，収縮率が大きくなるほど並列構造人工筋を構成する人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなり，収縮率の増加も理論式より小さくなる．束ねた本数とアスペクト比が大きいほど収縮力が低下する原因として人工筋側面に応力がかかることで生じる膨張不足が挙げられる．収縮率増加は人工筋の径方向膨張によって湾曲が生じて人工筋の経路長が変化することで起こる現象だが，このとき隣接する人工筋の側面が互いに干渉して人工筋が潰れるような応力が発生する．人工筋の発生力は断面積の 2 乗に比例するため，この変形によって発生力に損失が生じて収縮力が低下したと考えられる．また，人工筋の変形および側面にかかる応力についてはモデルで考慮されていないため，理論値と実験値に差が出たと考えられる．束ねた本数とアスペクト比が大きいほど誤差が大きくなったが，これは経路長を大きくするための人工筋の変形および側面にかかる応力も同時に大きくなったことが原因として考えられる．これらの詳細な考察は多繊維能動構造体共通の議題として 3.3 で詳しく議論する．

本論文では簡略化のために 2 次元モデルを仮定して最も外側の人工筋の経路長変化が並列構造の人工筋の収縮率増加に寄与するとして理論式を導出したが，これも束ねた本数が大きくなるほど理論値と実験値に差が出る原因になっていると考えられる．束ねる本数によって断面における配列が変わって場合分けが発生することから今回は簡略化のために 2 次元モデルで考えたが，2 次元モデルと 3 次元モデルでは最も外側の人工筋の中心からの距離が異な

るため，経路長変化にも差異があり，結果として収縮率増加量は変化する．たとえば 9 本の人工筋を束ねた場合，長手方向に垂直な断面 A-A における人工筋の配置を考えると，2 次元モデルでは人工筋が直線上に並び（Figure 3.19 (a)），3 次元モデルでは人工筋が平面状に配列することになる（Figure 3.19 (b)）．ここで 3 次元モデルの断面では人工筋は長方形に配列すると仮定した．細径人工筋単体の半径を r，最も外側の人工筋の中心からの距離を R とすると，2 次元モデルでは R=8r，3 次元モデルでは R=2$\sqrt{2}r$ となる．2 次元モデルでは本数に比例して経路長が変化するが，3 次元モデルでは人工筋が平面状に配置されることから正方形に配列していくと考えると本数の平方に比例して中心からの距離が変化することになる．これは収縮量増加分が比例して増加するか平方に比例して増加するかの違いとして理論式に影響を与えている．実際の並列構造人工筋では細径人工筋は平面状に配列しているが，2 次元モデルで考えたことで本数が大きくなるほど誤差が大きくなっていると考えられる．

Table 3.3: Specifications of multifilament muscles used in the comparison experiment.

	Initial length	The number of thin McKibben muscle	Aspect ratio of thin McKibben muscle
MM-1	200 mm	10	0.9×10^{-2}
MM-2	200 mm	30	0.9×10^{-2}
MM-3	100 mm	10	1.8×10^{-2}
MM-4	300 mm	10	0.6×10^{-2}

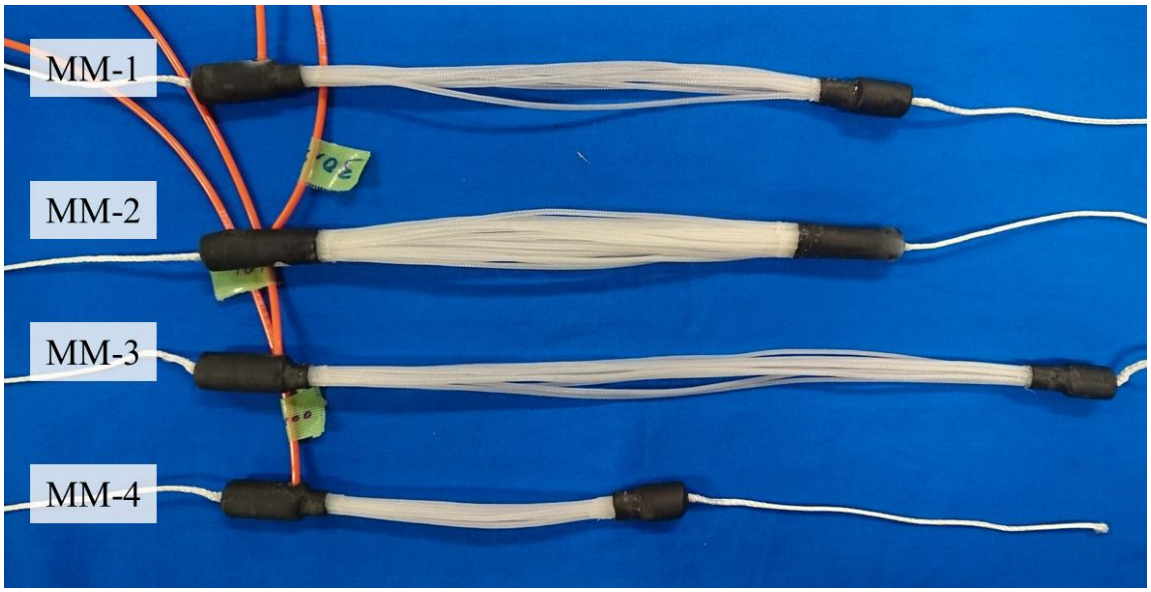


Figure 3.16: Multifilament muscles with various muscle numbers and lengths.

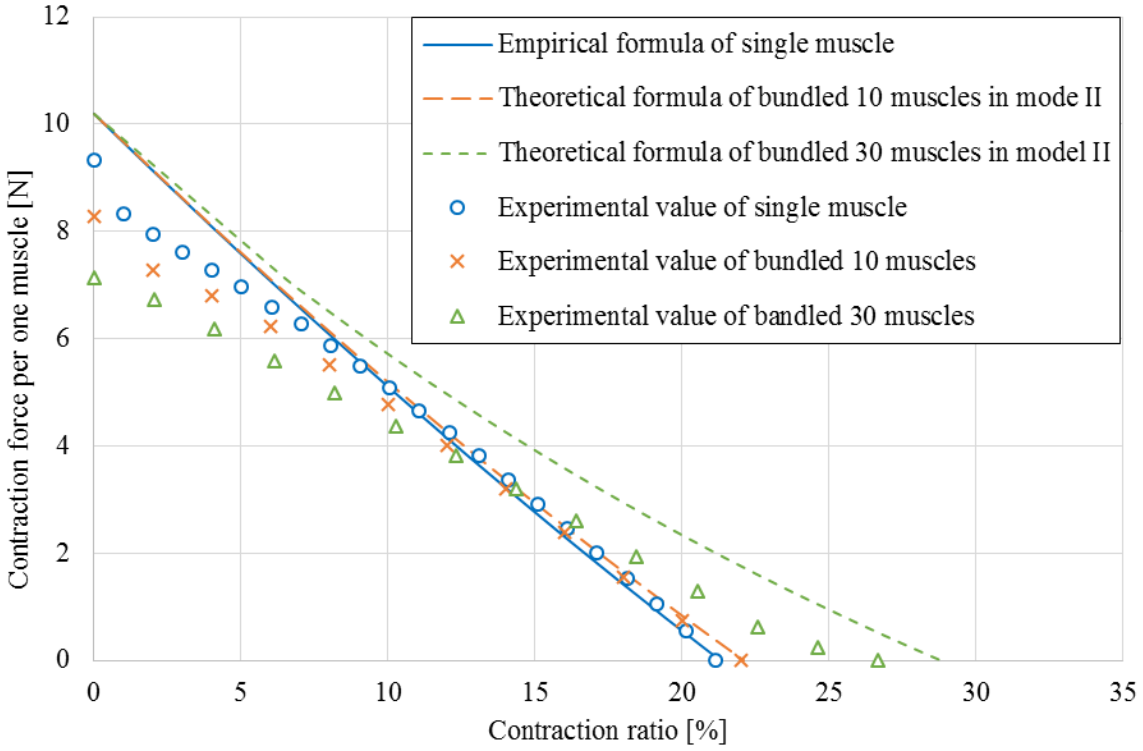


Figure 3.17: Compliance characteristics of multifilament muscle and thin McKibben muscle by varying the number of bundled muscles under an air pressure of 0.30 MPa.

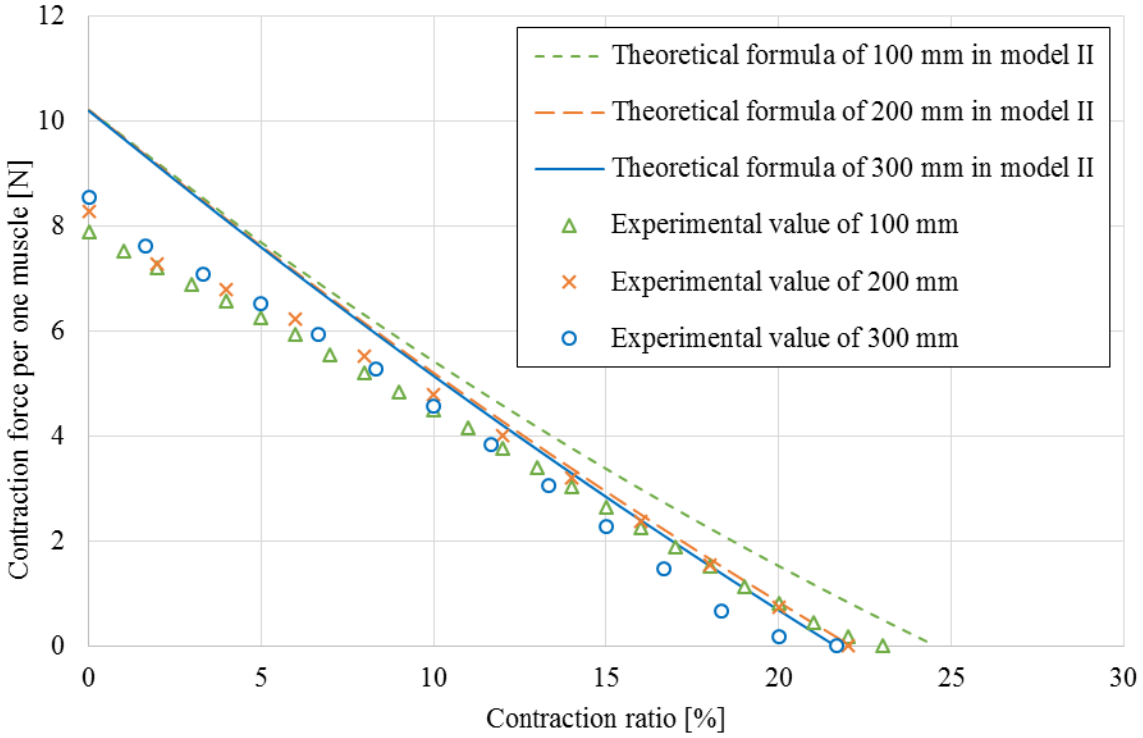
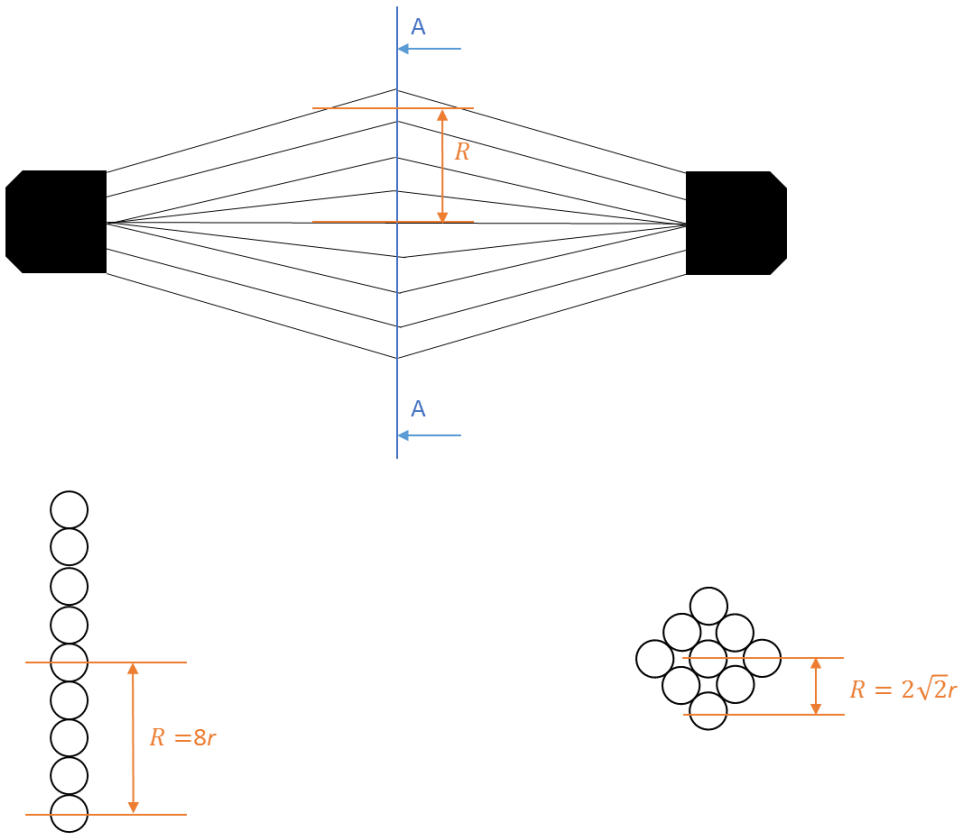


Figure 3.18: Compliance characteristics of multifilament muscle and thin McKibben muscle by varying the aspect ratio of the thin McKibben muscle under an air pressure of 0.30 MPa.

Table 3.4: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for multifilament muscles and single thin McKibben muscle.

	Single muscle	MM-1	MM-2	MM-3	MM-4
Theoretical maximum contraction force per one muscle in Model II	10.2 N	10.2 N	10.2 N	10.2 N	10.2 N
Experimental maximum contraction force per one muscle	9.3 N	8.3 N	7.1 N	7.9 N	8.5 N
Theoretical maximum contraction ratio in Model II	21.1%	22.0%	28.8%	24.5%	21.7%
Experimental maximum contraction ratio	21.1%	22.0%	26.7%	23.0%	21.7%
Root mean square error of contraction ratio between theoretical and experimental value	1.05	1.84	3.84	2.67	1.89



(a) A-A section of the two-dimensional model　(b) A-A section of the three-dimensional model

Figure 3.19: Difference between two-dimensional and three-dimensional model in the modeling of multifilament muscle consisting nine thin McKibben muscles. (a) In the two-dimensional model, thin McKibben muscles are arranged linearly in cross section. (b) In the three-dimensional model, thin McKibben muscles are arranged two-dimensionally in cross section.

3.2. 三つ編み能動織布の開発と特性評価

3.2.1. 三つ編み構造に基づく織布化

能動織布は細径人工筋を糸に使用した布状のアクチュエータである．従来の能動織布[126]は横糸によって縦糸である人工筋の動作が阻害されて収縮率が低下する問題があった．本研究では人工筋の動作を阻害する横糸を用いない三つ編み構造に基づいた織布化を提案し，これを能動織布の構造に適用することで収縮率低下の問題を解決する．三つ編み構造に基づく織布化は三つ編みされた 3 本の人工筋を基本ユニットとして，これを平面上で織り込むことで織布化する．三つ編み構造能動織布の模式図を Figure 3.20 に，実際の人工筋で編まれた三つ編み構造能動織布を Figure 3.21 にそれぞれ示す．図内では三つ編みユニットごとに色分けがされており，各ユニット内の 3 本の人工筋を三つ編みする（Figure 3.20 (1)），ユニット内の両端にある人工筋を隣接するユニット内両端の人工筋と交換する（Figure 3.20 (3)）ことを繰り返すことによって織布化を行う．能動織布の粗密は各ユニット内の三つ編みの回数（Figure 3.20 (2)）によってユニット間の疎密が決定する．1 ユニットにおける全体の編み数がM回，ユニット間の人工筋の交換が三つ編みm回ごとに行われるとすると，1 ユニットあたりのユニット間で人工筋を交換する回数pは，以下の式(3.3)で表される．

$$p = \mathrm{ceil}\left(\frac{M}{m}\right) - 1 \tag{3.3}$$

ここで，$ceil(x)$はx以上の最小の整数であり，天井関数と呼ばれる．人工筋を交換する回数pが大きいほどユニット間の編み目は密になる．

本織布化手法で製作された 10 ユニット 30 本の細径人工筋で構成される三つ編み構造能動織布を Figure 3.22 に示す．能動織布の両端はシリコーン接着剤でまとめられており，片端には送気ポートと送気チューブが取り付けられている．並列構造人工筋と同様に各人工筋に並列に空圧が印加される構造で，両端には HMPE 繊維の取り付け用の腱がある．三つ編み構造能動織布は長手方向に収縮するアクチュエータで，収縮によって両端に引張り力を発生させる（Figure 3.22）．三つ編み構造能動織布には以下のような特徴がある．

① 人工筋の動作を阻害する横糸を使用していないため, 横糸による収縮阻害が起こらない.
② 三つ編みユニットの数によって布の幅を決定できる拡張性がある.
③ 三つ編みのピッチによって織布の疎密を変更できる.
④ 細径人工筋由来の形状柔軟性がある.

三つ編み構造に基づいた織布化は三つ編みユニットの数によって短手方向の長さを，人工筋の長さによって長手方向の長さを設計の段階で自由に決定することができる拡張性がある．また，三つ編み回数によって人工筋の粗密を決定することができ，これは次項で検討する収縮率変化に大きく影響する．多繊維能動構造体共通の特徴として能動織布には形状柔軟性が

あり，空圧印加時にも曲げることができる（Figure 3.23）．また，直線形状の多繊維能動構造体は線で接する表面に馴染むことができるが，能動織布は面で接する部分の表面に沿って変形可能であり，アシストシーツなどに適用したときによりずれにくいというメリットがある．

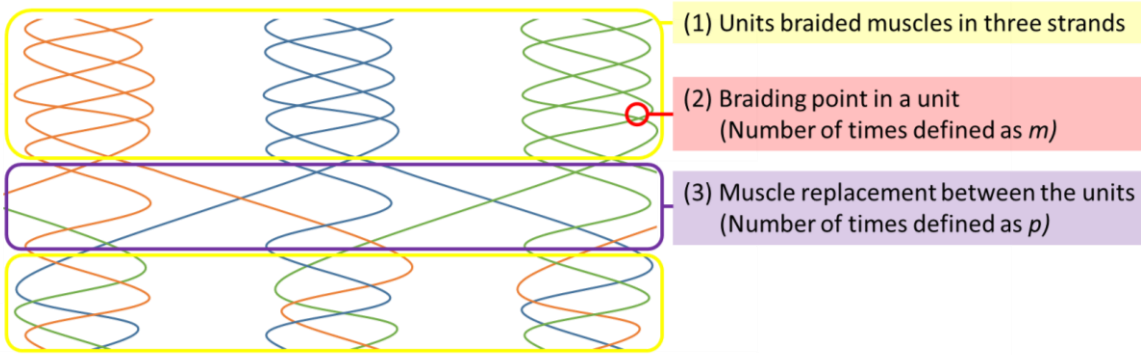


Figure 3.20: Schematic view of the active textile braided muscle in three strands. Active textile consisting of braided units in three strands and the braided units are bound by exchanging muscles with each other.

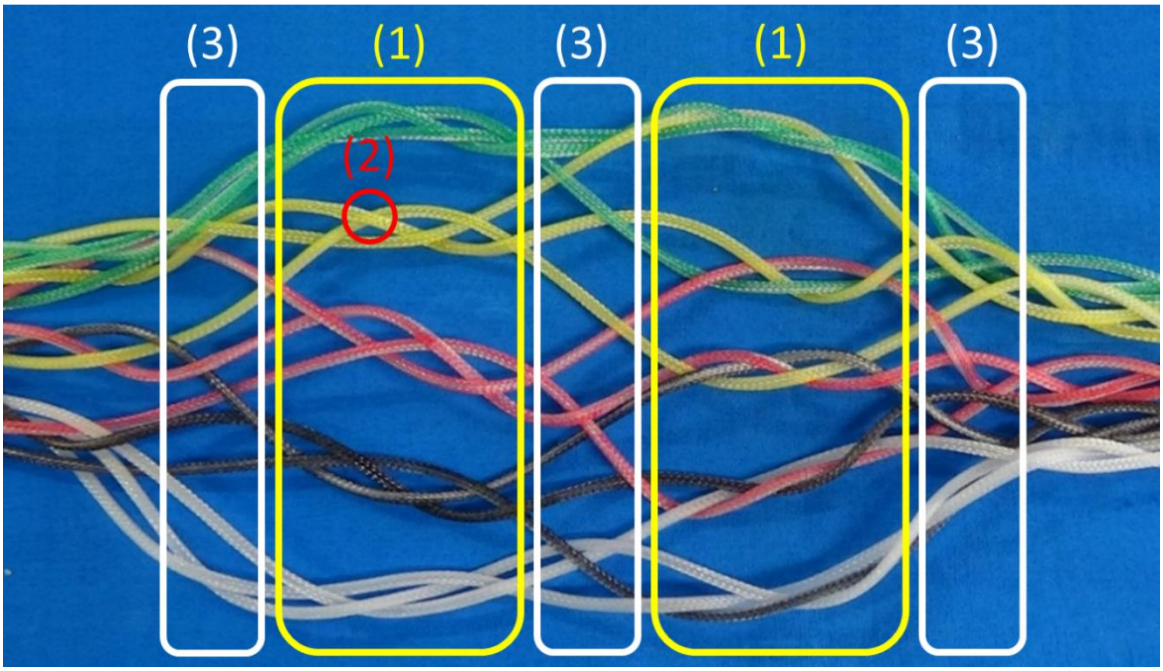


Figure 3.21: Fabrication procedure for active textile consisting of five braided units. (1) Braided muscles with three strands in each unit, which correspond to legend 1 in Figure 3.20. (2) Braiding point in a unit, which corresponds to legend 2 in Figure 3.20. (3) Muscle replacement between adjacent units, which corresponds to legend 3 in Figure 3.20.

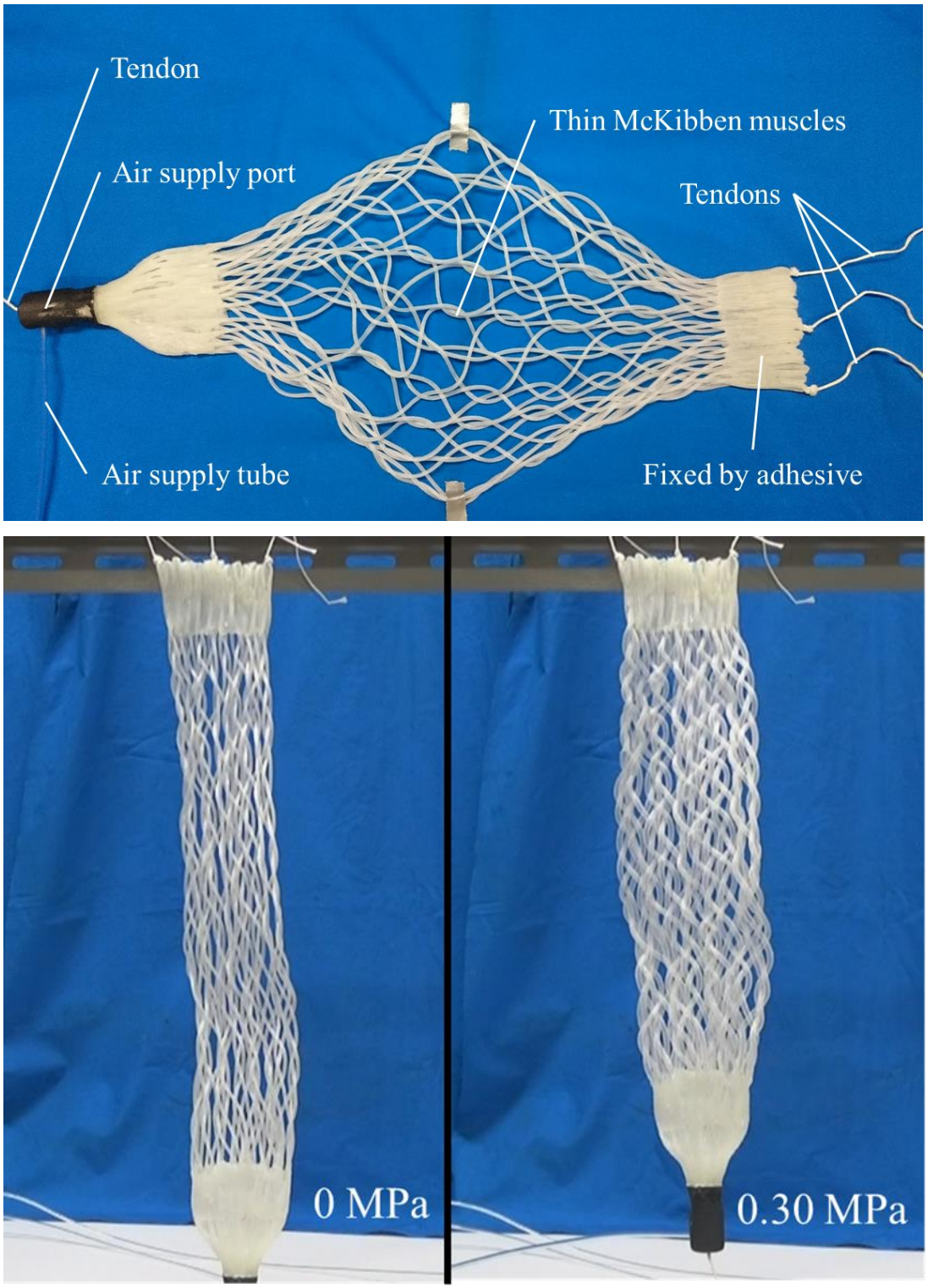


Figure 3.22: Active textile braided in three strands, consisting of 10 units, making 30 thin McKibben muscles. Left: Natural state of the active textile with no air pressure applied. Right: Active textile at an applied air pressure of 0.40 MPa with no load.

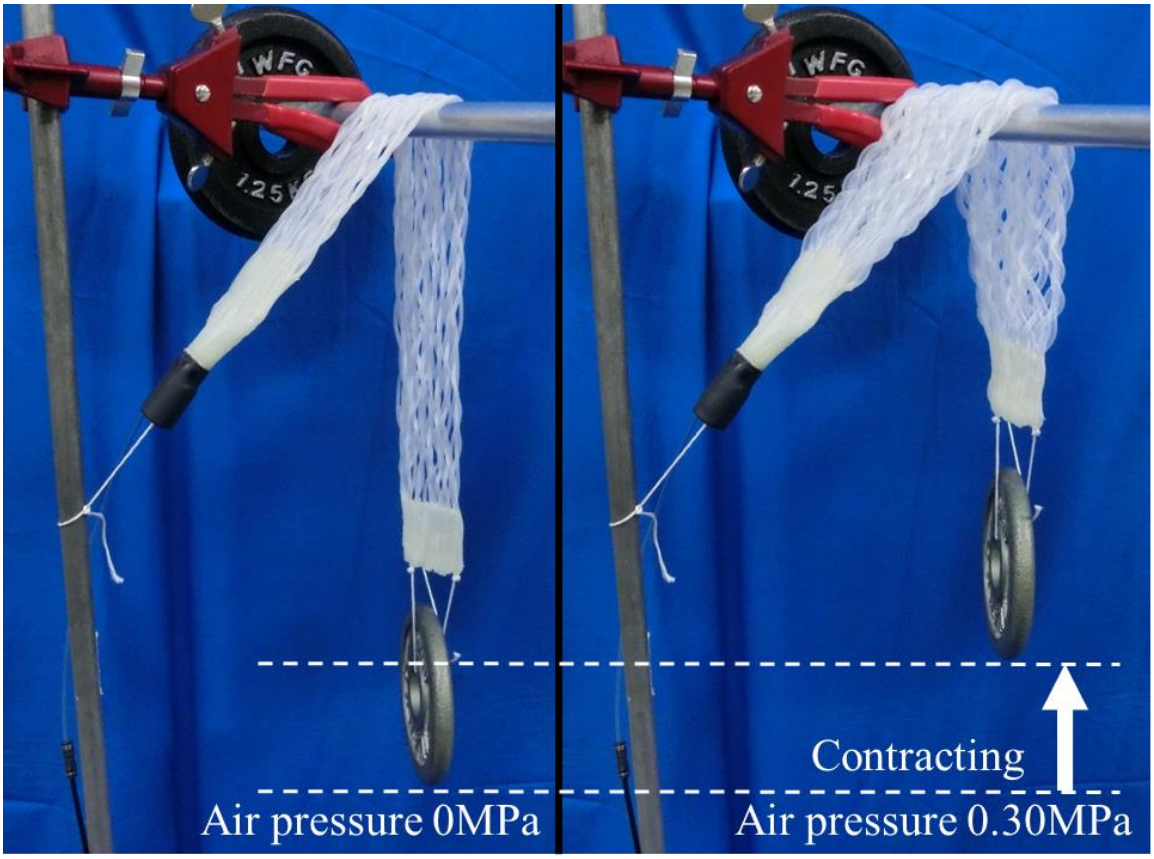


Figure 3.23: Example of deformed active textile consisting of 30 thin McKibben muscles at an air pressure of 0.3 MPa with a 5 N load attached to the bottom, which is curved along a cylinder with a curvature radius of 16 mm..

3.2.2. 三つ編み構造における筋繊維干渉メカニズムのモデリング

本項では能動織布の構成要素である三つ編み構造および三つ編みユニット間の相互干渉が収縮特性に及ぼす影響をモデリングと定式化によって明らかにする．三つ編み構造に基づいた能動織布は並列構造人工筋と同様に細径人工筋の膨張によって人工筋どうしが干渉し，経路長が変化して見かけの収縮率が増加すると考えられる．収縮率増加のメカニズムを三つ編み部分に着目して 2 次元平面モデルで考える（Figure 3.24）．図示した部分は能動織布を構成する三つ編みの 1 ユニットに相当する．ここで，細径人工筋の初期直径をd_0，1 ピッチあたりの初期長さをl_0として，最小繰り返し要素である三つ編みの初期編みピッチh_0を以下のように定義する．

$$h_0 = \sqrt{l_0^2 - 4d_0^2} \tag{3.4}$$

Figure 3.24 からもわかるように初期編みピッチh_0は人工筋が 3 回交差している，すなわち 3 回編まれた長さである．よって，三つ編み構造人工筋の初期長さH_0，三つ編み回数mを用いて以下のようにも表すことができる．

$$h_0 = H_0 \times \frac{3}{m} \tag{3.5}$$

三つ編み構造において人工筋が軸方向に収縮し，径方向の膨張によって人工筋が外側に湾曲して経路長が変化すると幾何学的な関係から，三つ編み構造人工筋に空圧を印加したときに得られる見かけ上の収縮率ε_hは以下の式(3.6)で表される．ただし，軸方向収率をε_l，径方向膨張率をε_rとする．

$$\varepsilon_h = 1 - \frac{\sqrt{l_0^2(1-\varepsilon_l)^2 - 4d_0^2(1+\varepsilon_r)^2}}{\sqrt{l_0^2 - 4d_0^2}} \tag{3.6}$$

式(3.6)を初期編みピッチh_0について整理すると以下のようになる．

$$\varepsilon_h = 1 - \sqrt{(1-\varepsilon_l)^2 - 4(2-\varepsilon_l+\varepsilon_r)(\varepsilon_l+\varepsilon_r)\frac{d_0^2}{h_0^2}} \tag{3.7}$$

式(3.7)から見かけ上の収縮率ε_hは軸方向収縮率ε_l，径方向膨張率ε_r，人工筋の初期外径と初期編みピッチのアスペクト比d_0/h_0によって変化し，平方根内第 2 項の分だけ収縮率が増加することがわかる．

三つ編み構造人工筋の収縮力は各細径人工筋の収縮力の軸方向成分の総和になる．全ての人工筋は一定の角度で湾曲していると仮定すると，三つ編み構造人工筋を構成する細径人工筋 1 本あたりの軸方向収縮力F_hは細径人工筋の軸方向収縮力F, 空圧印加時の三つ編み角φを用いて以下のように表される．

$$F_h = F \cdot \sin\varphi \tag{3.8}$$

初期編み角φ_0は初期直径d_0，初期編みピッチh_0を用いて以下のように表すことができる．

$$\sin\varphi_0 = \frac{h_0}{\sqrt{h_0^2 + 4d_0^2}} \tag{3.9}$$

空圧印加時は人工筋の膨張によって三つ編み角が変化する．空圧印加時の三つ編み角をφとすると，以下のように表すことができる．

$$\sin\varphi = \sqrt{1 - \frac{4h_0^2}{h_0^2 + 4d_0^2} \cdot \frac{(1+\varepsilon_r)^2}{(1-\varepsilon_l)^2}} \tag{3.10}$$

三つ編み構造能動織布は三つ編み人工筋を構成要素とするため，式(3.7)の収縮率の理論式が適用可能であると考えられるが，三つ編み構造人工筋とは異なり，ユニット間の人工筋の交換回数pを考慮しなければならない．ユニット間の交換は人工筋を交差させるためユニット内の編み 1 回と同様に収縮率増加に寄与すると考えられる．そこで，この交換回数を三つ編みの編み回数に加えた数を織布の三つ編み回数と定義すると，織布の初期編みピッチh_{t0}は以下のように定義される．

$$h_{t0} = H_0 \times \frac{3}{m+p} \tag{3.11}$$

三つ編み構造能動織布の収縮率は式(3.7)が適用できるため，初期編みピッチh_0をh_{t0}に置き換えればよい．収縮力は三つ編み構造人工筋と同様に式(3.8)に従う．

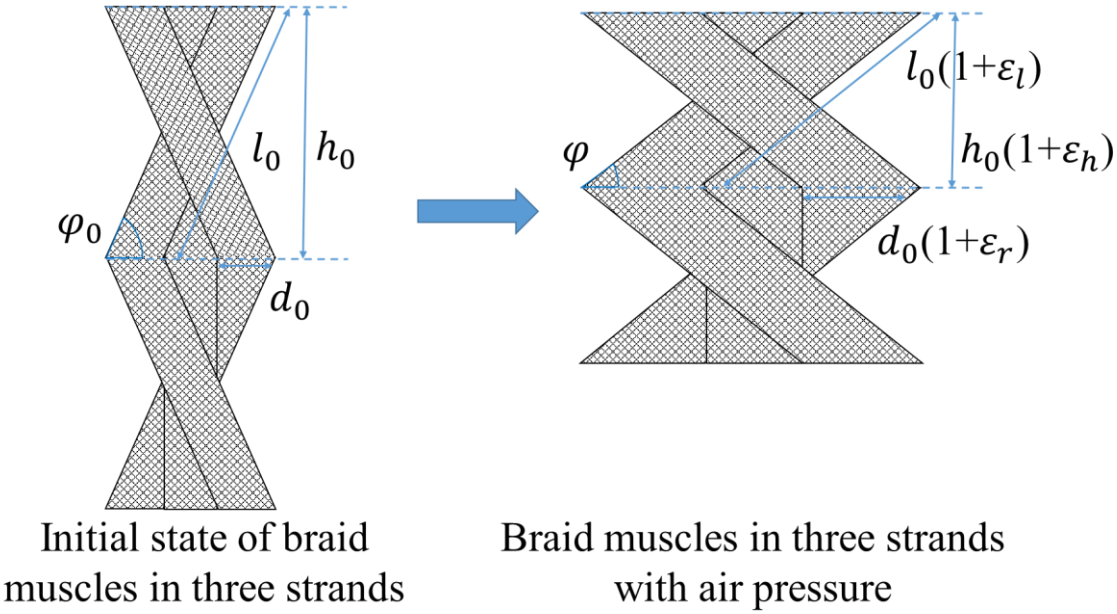


Figure 3.24: Three-strand braided unit arranged in a two-dimensional model without gaps.

3.2.3. 三つ編み人工筋の力学特性

本項では三つ編み構造能動織布の構成要素である三つ編み人工筋の力学特性の解明，モデルから得られた理論値と実験値の比較，単体人工筋との収縮特性の比較と考察を行う．

三つ編み人工筋の特性試験

三つ編みされた人工筋 1 ユニットの力学特性を明らかにするために Figure 3.25 に示す三つ編み人工筋を製作して特性試験を行った．製作された三つ編み人工筋の両端には 3D プリンタで製作されたキャップが取り付けられており，人工筋を固定する役割だけでなく，片端は送気ポート，他端は封止の役割をしており，片端の送気ポートから 3 本の人工筋に並列に空圧が印加される．特性試験に用いた三つ編み人工筋の設計仕様は Table 3.5 で，Table 2.1 に示した仕様の細径人工筋から構成される．試験装置は 2.2.1 で細径人工筋の特性試験に用いたものを使用し，同様の方法で行った．三つ編み人工筋の各印加圧力に対する収縮力を Figure 3.26 に，軸方向収縮率を Figure 3.27 に，コンプライアンス特性を Figure 3.28 にそれぞれ示す． 0.50 MPa において三つ編み人工筋の最大収縮力 44.4 N，最大収縮率 34.5% であった．各測定結果に見られるヒステリシス特性は細径人工筋のヒステリシス特性に加えて多繊維化による筋繊維間の摩擦などが影響していると考えられる．

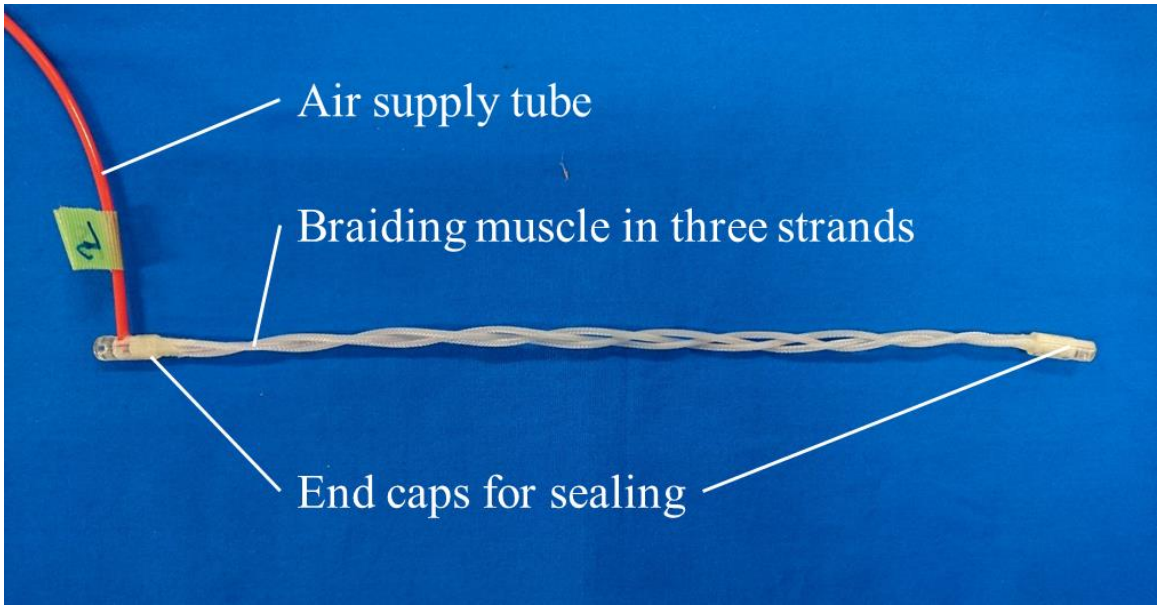


Figure 3.25: Braided muscle in three strands used in the characteristic experiment.

Table 3.5: Specifications of braided muscle in three strands used in the characteristic experiment.

H_0: Initial length	250mm
h_0: Length per unit pitch	38mm

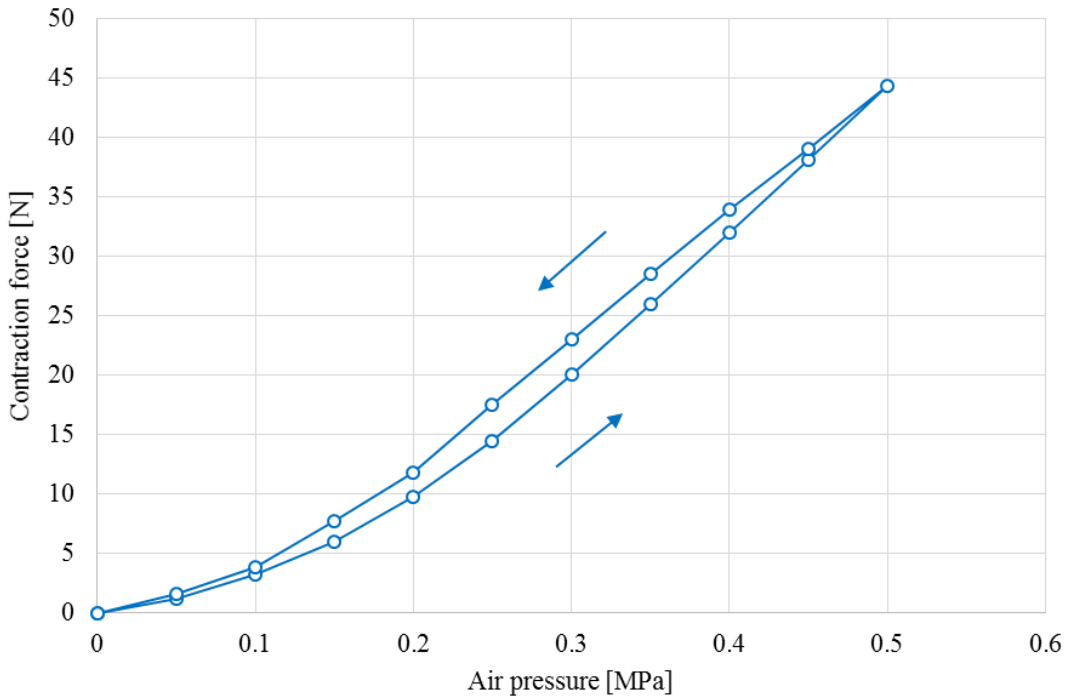


Figure 3.26: Contraction force of braided muscle in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction force is 44.4 N at an air pressure of 0.50 MPa.

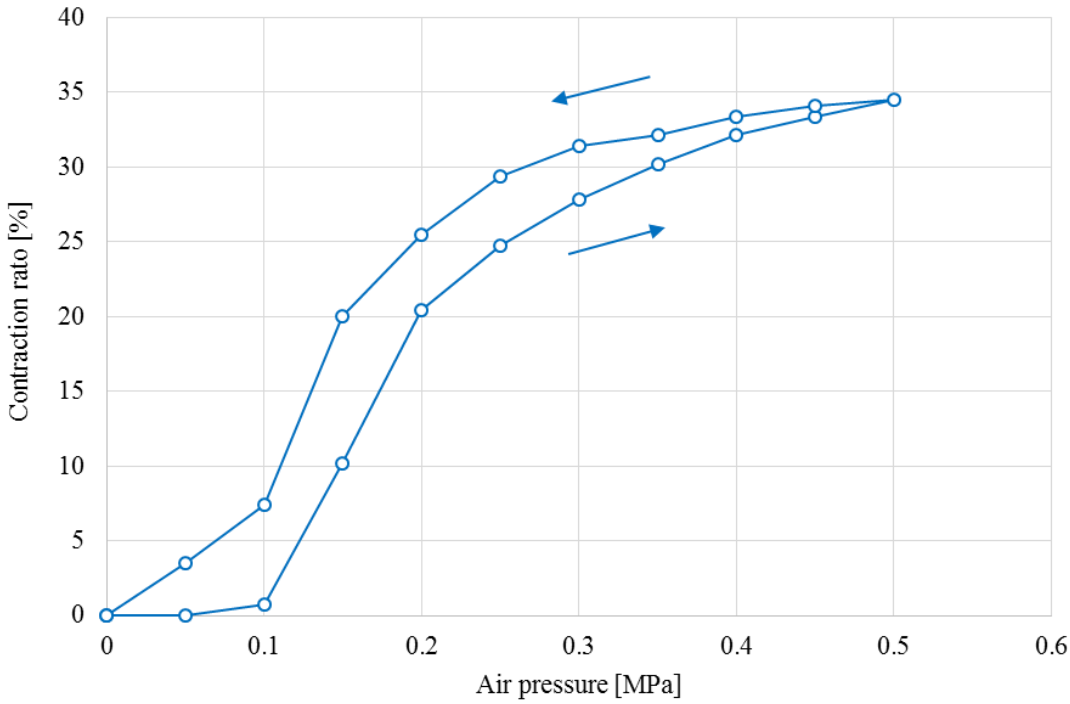


Figure 3.27: Contraction ratio of braided muscle in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 34.5 % at an air pressure of 0.50 MPa.

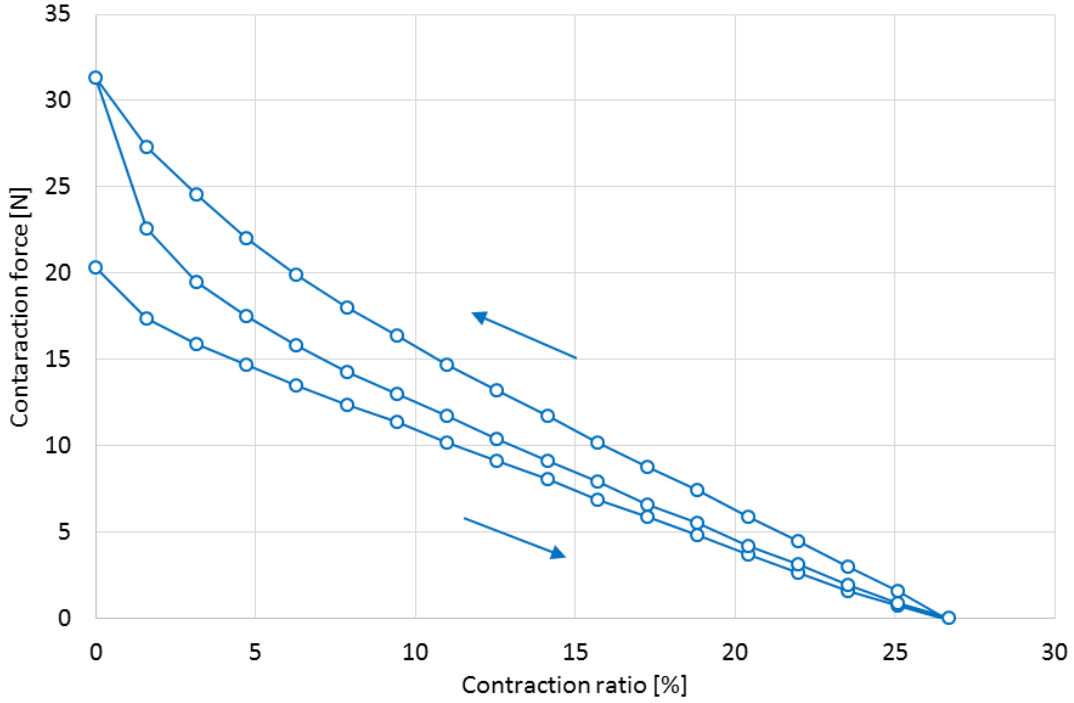


Figure 3.28: Compliance characteristics of braided muscle in three strands with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 31.3 N and maximum contraction ratio is 26.7 %.

三つ編み構造化による特性変化の考察

三つ編み人工筋の実験データを前項で考案したモデルから得られる理論式と細径人工筋単体の収縮特性と比較し，三つ編みによる収縮特性の変化を明らかにする．各印加圧力に対する人工筋 1 本あたりの収縮力の比較を Figure 3.29 に，軸方向収縮率の比較を Figure 3.30 に，コンプライアンス特性の比較を Figure 3.31 に，空圧 0.50 MPa 印加時における三つ編み人工筋の最大収縮力と収縮率の理論値と実験値の比較を Table 3.6 にそれぞれ示す．三つ編み人工筋の理論収縮率は式(2.6) 式(2.7)から得られる軸方向収縮率と径方向膨張率，三つ編み人工筋の初期編みピッチを表す式(3.7)を式(3.11)に代入することで得られた値であり，理論収縮力は式(3.8)と式(3.10)を用いて計算した．式(2.6)，式(2.7)における 6 つの定数は三つ編み人工筋を構成する細径人工筋の実験値からフィッティングで得られた Table 2.2 に示した値を使用した．上記の比較から以下のことがわかった．

① モデリングから得られた理論式のとおり，三つ編み構造化することで人工筋の最大収縮率が向上した．
② モデリングから得られた理論式のとおり，三つ編み構造化することで人工筋の最大収縮力は小さくなった．
③ 実験から得られた最大収縮力は理論値よりも小さくなった．
④ 実験から得られた最大収縮率は理論値よりも大きくなった．

空圧 0.50 MPa 印加時において三つ編み構造人工筋の収縮率は単体と比較して 32%増加した一方で，1 本あたり収縮力は 24%減少した．実験で確認した単体人工筋と比較して収縮率が向上して収縮力が低下するという実験結果はモデリングから得られた理論式が示す傾向と一致しており，実際に筋繊維干渉によって収縮率が向上して収縮力が低下したことがわかる．実験から得られた最大収縮率は理論値よりも大きくなったことから，実際にはモデリング以上の湾曲が人工筋に起きていると考えられる．モデリングでは三つ編みされた人工筋が密に隣接していると仮定したが，実際には隣接する人工筋には隙間がある．これによってより大きな湾曲が発生し，収縮率が大きくなったと考えられる．また，収縮力の実験値が理論値以上に低下するメカニズムは 2 つ考えられる．1 つ目は並列構造人工筋と同様に人工筋の変形による発生力の損失が考えられる．2 つ目はモデリングで仮定した以上の大きな湾曲によって三つ編み角が鋭角になって軸方向収縮力が小さくなったことが考えられる．

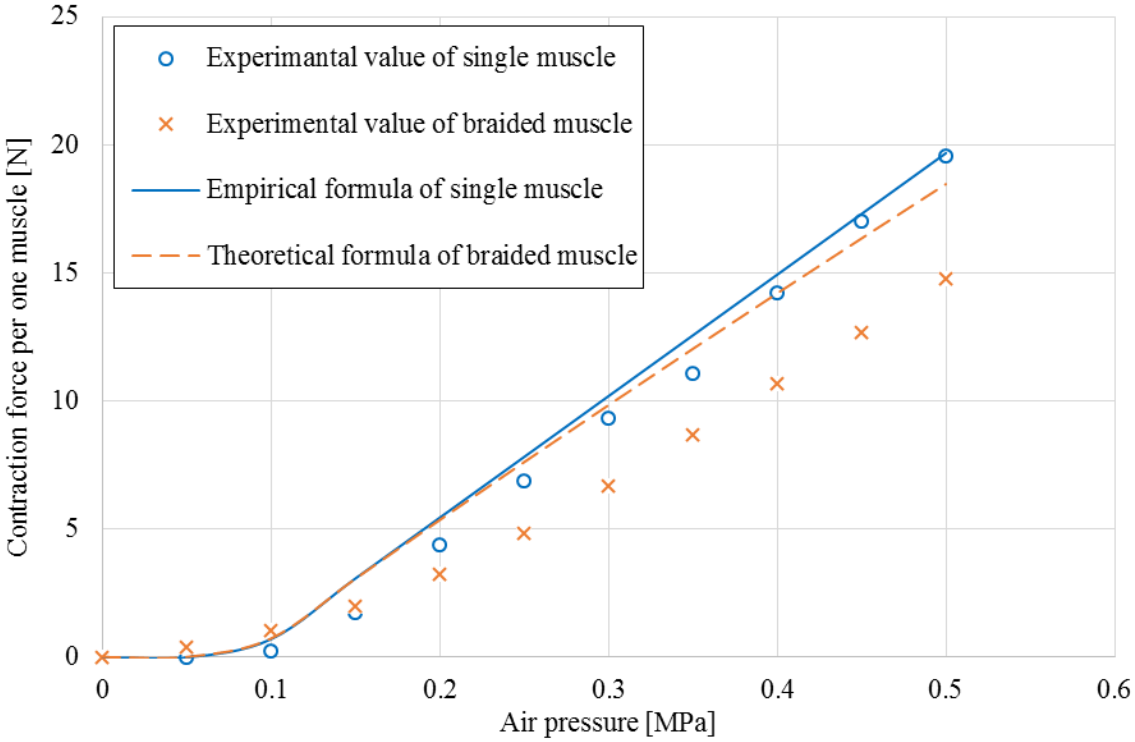


Figure 3.29: Contraction force of braided muscle in three strands and single muscle at each applied air pressure. Braided muscles exhibited a smaller contraction force per muscle than a single thin McKibben muscle at air pressures between 0.15 and 0.50 MPa.

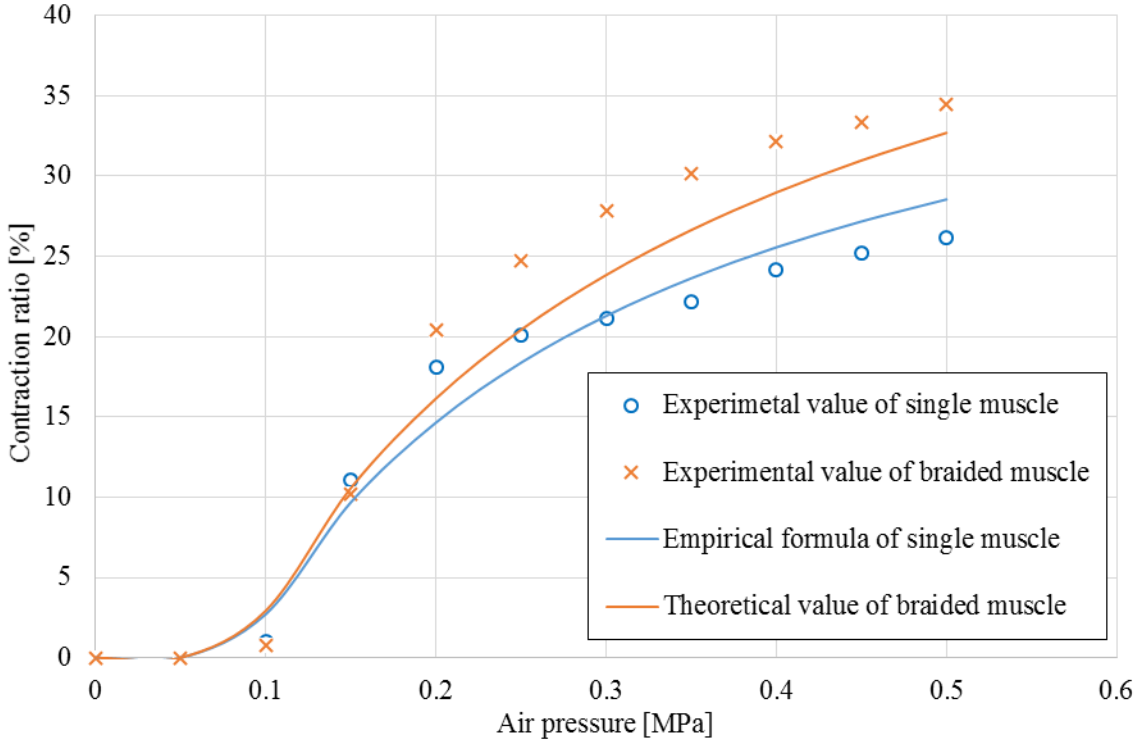


Figure 3.30: Contraction ratio of braided muscle in three strands and single muscle at each applied air pressure. The braided muscles exhibited a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at air pressures between 0.20 and 0.50 MPa, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle are consistent with the trend of the experimental results.

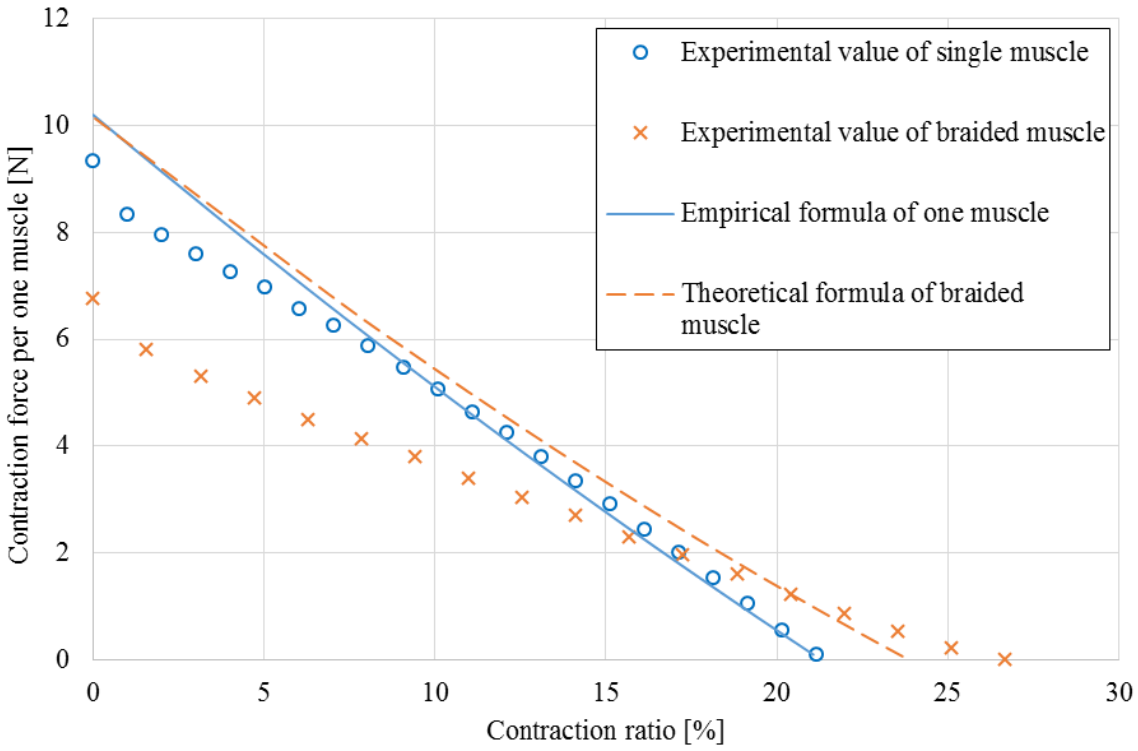


Figure 3.31: Compliance characteristics of braided muscle in three strands and single muscle at an air pressure of 0.30 MPa. The braided muscle clearly exhibit a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at the maximum contraction ratio, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle are consistent with the trend of the experimental results.

Table 3.6: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for braided muscle in three strands and thin McKibben muscle at air pressure of 0.50 MPa.

	Maximum contraction force per one muscle	Maximum contraction ratio
Theoretical value of braided muscle in three strands	18.5 N	32.7%
Experimental value of braided muscle in three strands	14.8 N	34.5%
Theoretical value of thin McKibben muscle	19.7 N	28.6%
Experimental value of thin McKibben muscle	19.6 N	26.2%

3.2.4. 編みピッチを考慮した比較実験と考察

モデリングから得られた式(3.7)からわかるように，人工筋の初期外径と初期編みピッチのアスペクト比d_0/h_0は筋繊維干渉による収縮率の増加量を決定する設計変数であり，編みピッチが小さいほど収縮率が増加することが予想される．この仮説を確かめるために編みピッチの異なる三つ編み人工筋で比較実験を行った．編みピッチは三つ編みの初期編みピッチh_0を変えることで値を変更した．試験に用いた 3 種類の三つ編み人工筋を Figure 3.32 に，設計仕様を Table 3.7 にそれぞれ示す．設計変数の異なる三つ編み人工筋を区別するために BM-1~4 という名前をつけた．空圧 0.30 MPa 印加時の試験結果から編みピッチで比較したコンプライアンス特性の理論値と実験値を Figure 3.33 にそれぞれ示す．空圧 0.30 MPa 印加時の各人工筋における最大収縮力と最大収縮率の理論値と実験値の比較と平均二乗誤差を Table 3.8 に示す．実験の結果から以下のことがわかった．

① 初期編みピッチが小さいほど収縮率は増加する傾向にあるが，三つ編み構造人工筋を構成する人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなる．
② モデリングから得られた理論式のとおり，初期編みピッチが小さいほど人工筋の最大収縮力は小さくなった．
③ 初期編みピッチが小さすぎると収縮率は低下する．
④ 初期編みピッチが小さいほど理論値と実験値に差が出る傾向にある．

比較実験の結果から初期編みピッチが収縮特性に大きく影響を与えていることが確認できた．理論式では編みピッチが小さいほど，すなわち編み目が密なほど収縮率は増加するが，実験では編みピッチが小さすぎると収縮率が低下するという結果が得られた．これは三つ編み構造人工筋において収縮率を最大化するような編みピッチが存在することを示唆している．また，収縮力は編みピッチが小さいほど理論値よりも小さくなる傾向にあるが，これは編みピッチ小さいほど平均平方二乗誤差が大きいという結果から，理論式が示すように編みピッチが小さいほど人工筋どうしの干渉によって収縮率が増加する一方で，過度に干渉すると膨張阻害につながり収縮力と収縮率の低下を引き起こしたことが原因として考えられる．これらの詳細な考察は多繊維能動構造体共通の原因であることから 3.3 で詳しく議論する．

Table 3.7: Specifications of the braided muscles in three strands with various initial braiding pitches.

	Initial length H_0	Initial braiding pitch h_{t0}	Number of braids in a unit m	Aspect ratio d_0/h_0
BM-1	230 mm	23 mm	30	7.8×10^{-2}
BM-2	255 mm	38 mm	20	4.7×10^{-2}
BM-3	296 mm	89 mm	10	2.0×10^{-2}

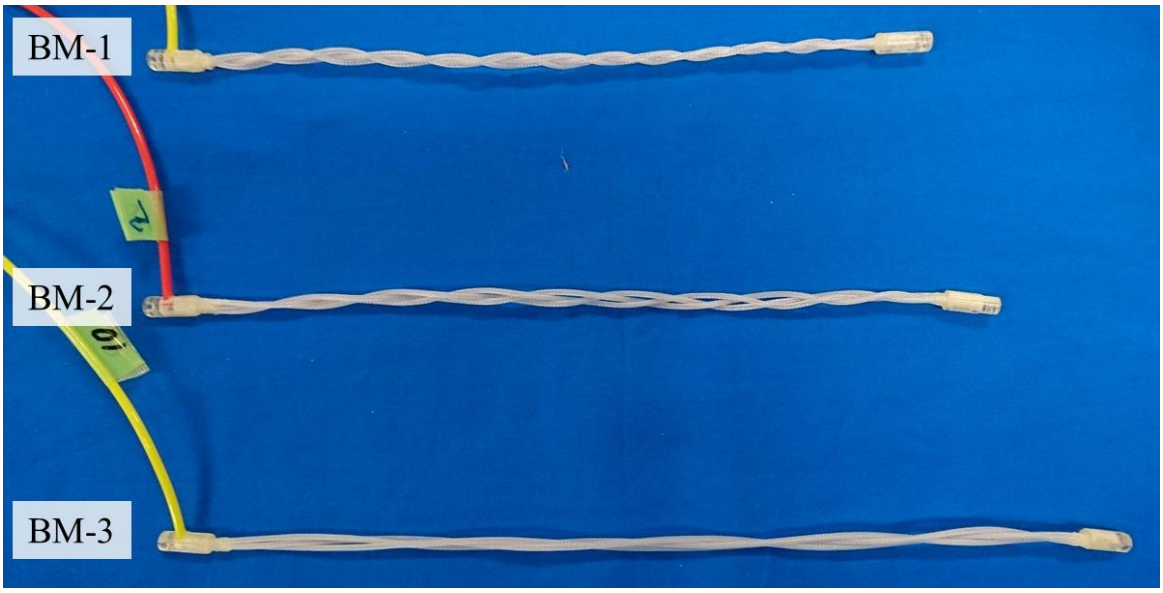


Figure 3.32: Braided muscles in three strands with various initial braiding pitches.

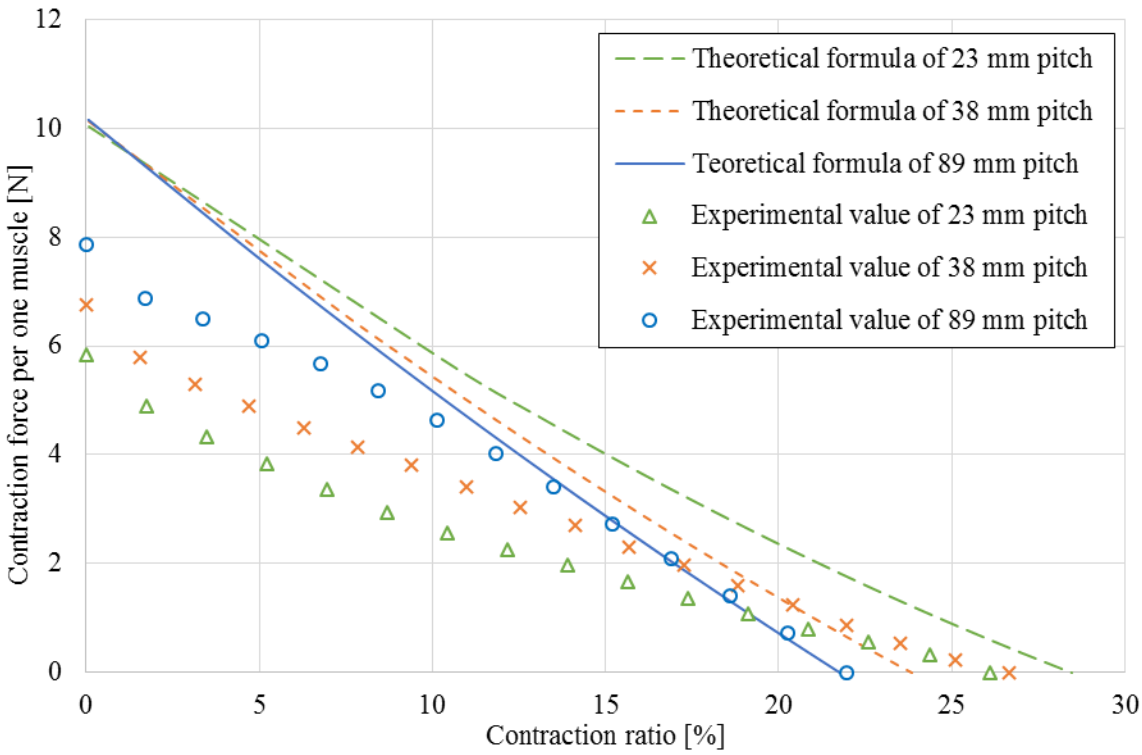


Figure 3.33: Compliance characteristics of braided muscles and obtained by varying the initial pitch of the braid at an air pressure of 0.30 MPa.

Table 3.8: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for braided muscles and single thin McKibben muscle.

	Single muscle	BM-1	BM-2	BM-3
Theoretical maximum contraction force per muscle	10.2 N	10.2 N	10.1 N	10.0 N
Experimental maximum contraction force per muscle	9.3 N	5.8 N	6.8 N	7.9 N
Theoretical maximum contraction ratio	21.1%	28.5%	23.8%	21.8%
Experimental maximum contraction ratio	21.1%	26.1%	26.7%	21.9%
Root mean square error of the contraction ratio between the theoretical and experimental values	1.05	8.28	4.41	2.35

3.2.5. 三つ編み能動織布の力学特性

本項では三つ編み構造能動織布の解明，モデルから得られた理論値と実験値の比較，単体人工筋との収縮特性の比較と考察を行う．

三つ編み能動織布の特性試験

三つ編み能動織布の力学特性を明らかにするために Figure 3.34 に示す三つ編み能動織布を製作して特性試験を行った．製作された三つ編み能動織布は 4 ユニット 12 本の細径人工筋で構成されており，両端はシリコーン接着剤でまとめられている．片端には送気ポートが取り付けられており，各人工筋に並列に空圧が印加される．試験装置は 2.2.1 で細径人工筋の特性試験に用いたものに能動織布の両端を固定するための治具を追加して同様の方法で行った（Figure 3.35）．特性試験に用いた人工筋の設計仕様は Table 3.9 で，Table 2.1 に示した仕様の細径人工筋から構成される．三つ編み能動織布の各印加圧力に対する収縮力を Figure 3.36 に，軸方向収縮率を Figure 3.37 に，コンプライアンス特性を Figure 3.38 にそれぞれ示す．編み構造によって高圧印加時の耐久性が低下していることから，最大印加圧は 0.40 MPa とした．印加圧 0.40 MPa において三つ編み人工筋の最大収縮力 131.4 N，最大収縮率 29.6%であった．各測定結果に見られるヒステリシス特性は細径人工筋のヒステリシス特性に加えて多繊維化による筋繊維間の摩擦などが影響していると考えられる．

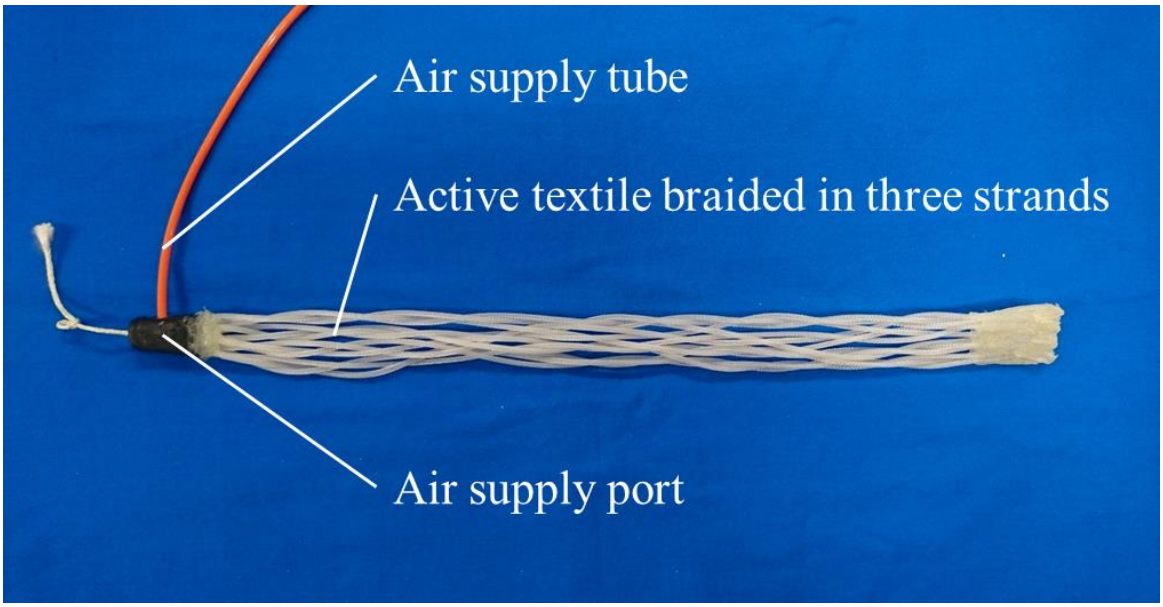


Figure 3.34: Active textile braided in three strands used in the characteristic experiment.

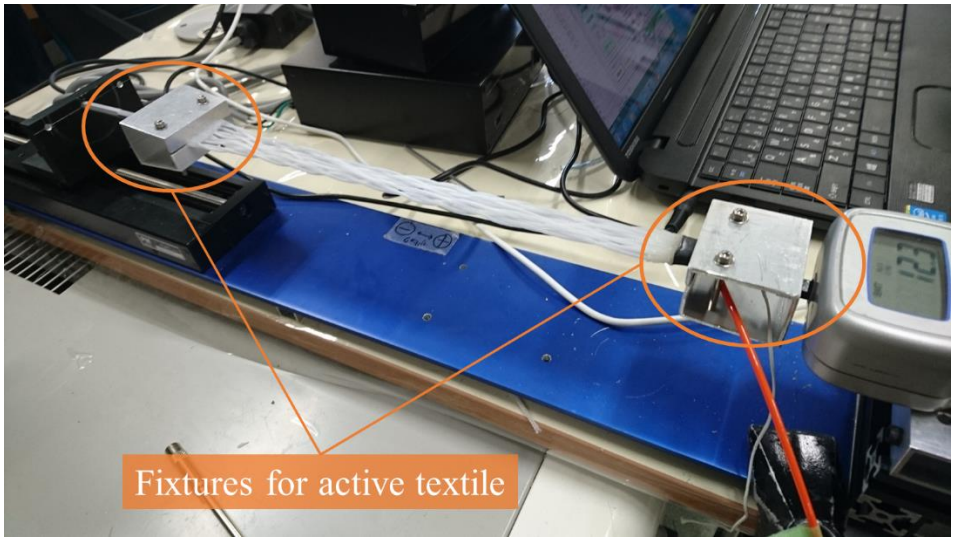


Figure 3.35: Experimental instrument with fixtures for active textile.

Table 3.9: Specifications of active textile braided in three strands used in the characteristic experiment.

H_0: Initial length	280 mm
h_0: Length per unit pitch	44 mm
p : Number of exchanges during units	3

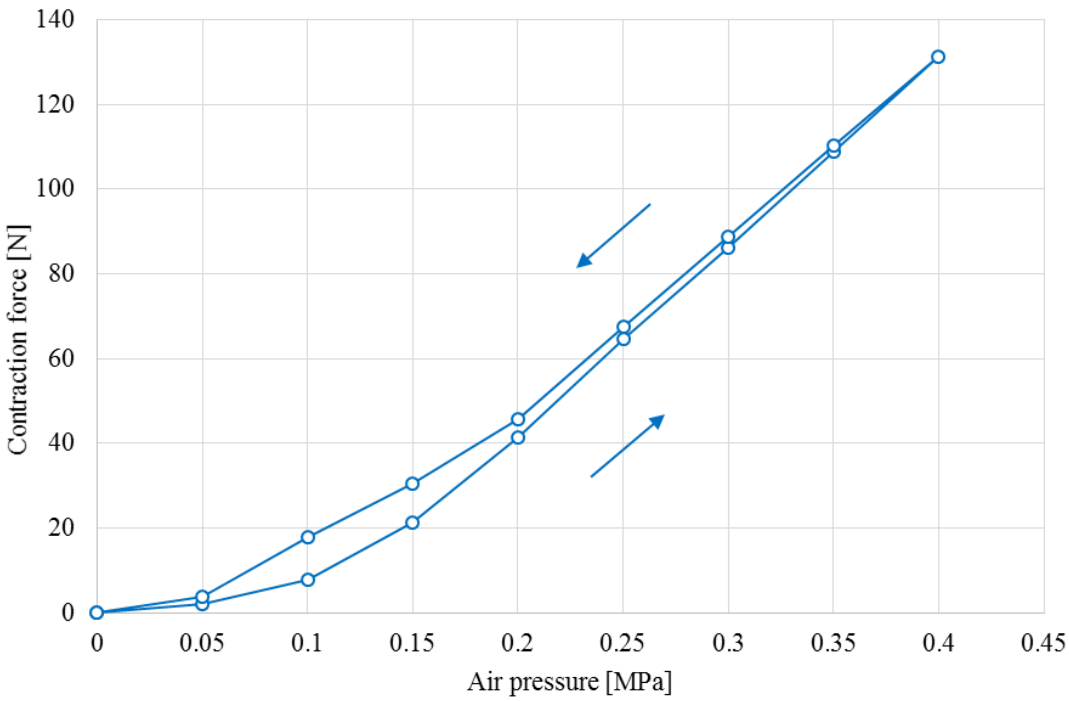


Figure 3.36: Contraction force of active textile braided in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction force is 131.4 N at an air pressure of 0.40 MPa.

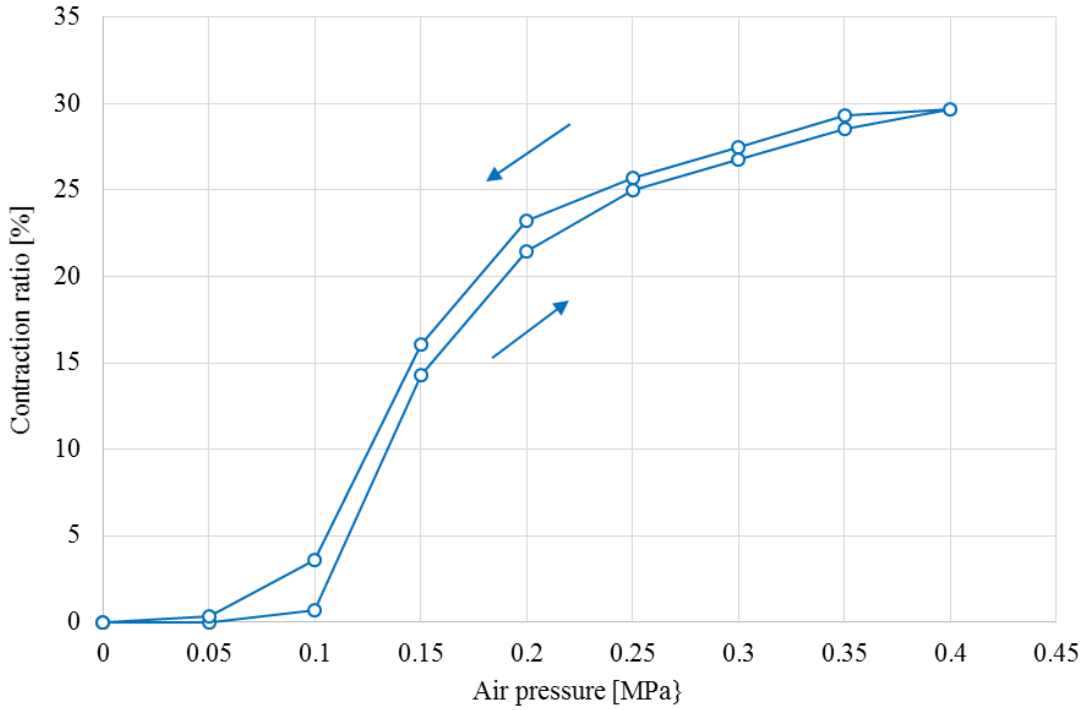


Figure 3.37: Contraction ratio of active textile braided in three strands with hysteresis property at each applied air pressure. Maximum contraction ratio is 29.6% at an air pressure of 0.40 MPa.

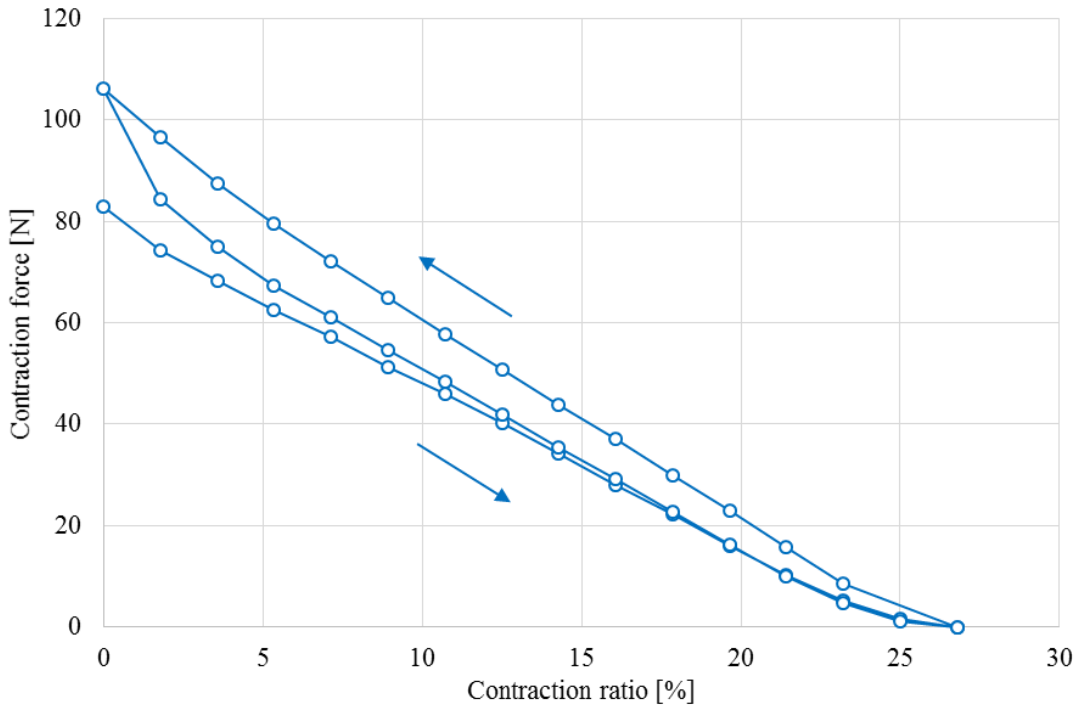


Figure 3.38: Compliance characteristics of active textile braided in three strands with hysteresis property under an air pressure of 0.30 MPa. Maximum contraction force is 106.3 N and maximum contraction ratio is 26.8%.

織布化による特性変化の考察

三つ編み能動織布の実験データを考案したモデルから得られる理論式と細径人工筋の収縮特性と比較し，織布化による収縮特性の変化を明らかにする．各印加圧力に対する人工筋 1 本あたりの収縮力の比較を Figure 3.39 に，軸方向収縮率の比較を Figure 3.40 に，コンプライアンス特性の比較を Figure 3.41 に，空圧 0.40 MPa 印加時における三つ編み人工筋の最大収縮力と収縮率の理論値と実験値の比較を Table 3.10 にそれぞれ示す．三つ編み能動織布の理論収縮率は式(2.6) 式(2.7)から得られる軸方向収縮率と径方向膨張率，三つ編み能動織布の初期編みピッチを表す式(3.11)を式(3.7)に代入することで得られた値であり，理論収縮力は式(3.8)と式(3.10)を用いて計算した．式(2.6)，式(2.7)における 6 つの定数は能動織布を構成する細径人工筋の実験値からフィッティングで得られた Table 2.2 に示した値を使用した．上記の比較から以下のことがわかった．

① モデリングから得られた理論式のとおり，三つ編み構造化することで人工筋の最大収縮率が向上した．
② モデリングから得られた理論式のとおり，三つ編み構造化することで人工筋の最大収縮力は小さくなった．
③ 実験から得られた最大収縮力は理論値よりも小さくなった．
④ 実験から得られた最大収縮率は理論値よりも大きくなった．

空圧 0.40 MPa 印加時において三つ編み能動織布の収縮率は単体と比較して 22%増加した一方で，収縮力は 23%減少した．試験結果は三つ編み人工筋の傾向と一致しており，三つ編み能動織布は三つ編み人工筋の収縮特性に従うことがわかった．三つ編み人工筋と同様の収縮特性変化の傾向を示していることから, 3.2.3 で議論した人工筋の湾曲と変形が収縮率の向上と収縮率の減少の原因であると考えられる．

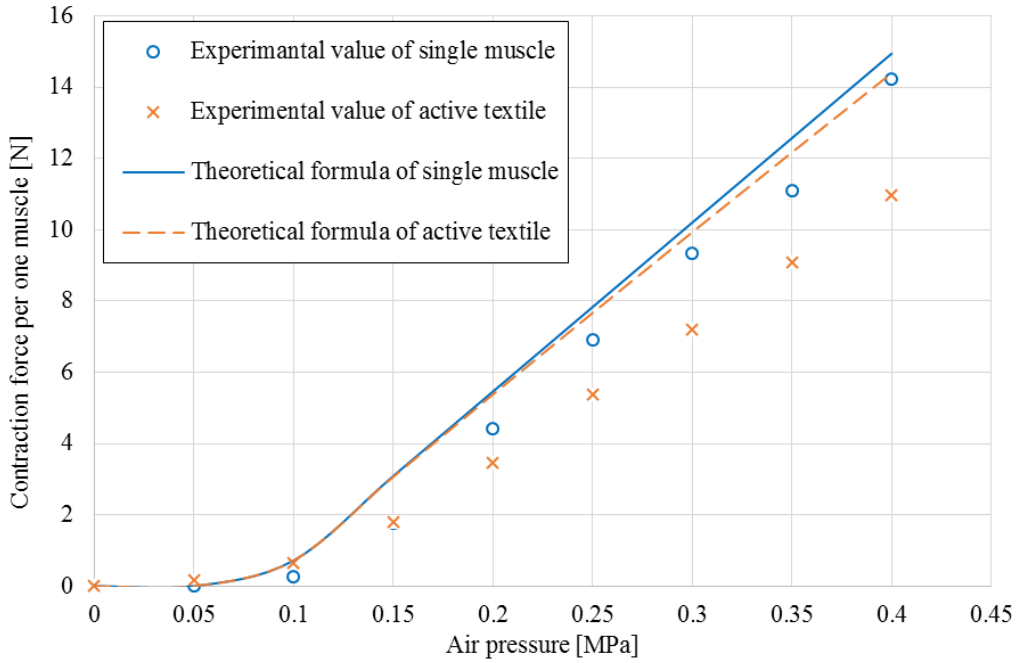


Figure 3.39: Contraction force of active textile and single muscle at each applied air pressure. The experimental values were recorded as the muscle contracted. The active textile exhibited a smaller contraction force per muscle than the single thin McKibben muscle strand at air pressures between 0.20 and 0.40 MPa.

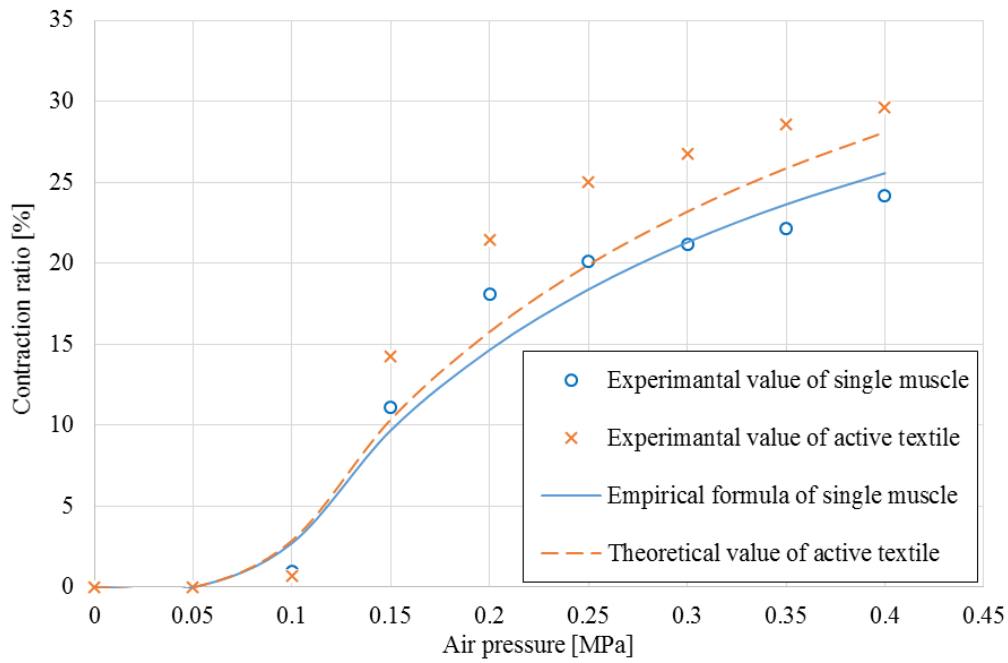


Figure 3.40: Contraction ratio of active textile and single muscle at each applied air pressure. The active textile exhibits a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at air pressures between 0.15 and 0.40 MPa, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle is consistent with the trend of the experimental results.

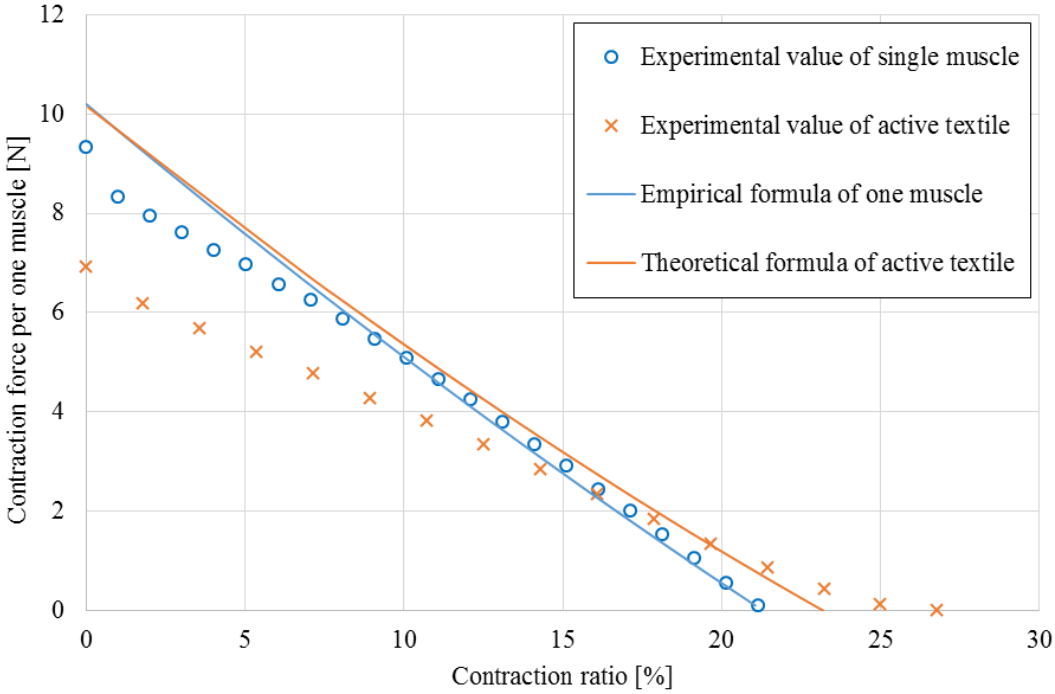


Figure 3.41: Compliance characteristics and hysteresis curves of active textile and single muscle at an air pressure of 0.30 MPa. The active textile exhibits a larger contraction ratio than the single thin McKibben muscle at the maximum contraction ratio, and the trend of the theoretical equations derived considering the curved shape of the muscle is consistent with the experimental results.

Table 3.10: Experimental and theoretical values of contraction force and contraction ratio for active textile braided in three strands and thin McKibben muscle at air pressure of 0.40 MPa.

	Max contraction force per one muscle	Max contraction ratio
Theoretical value of active textile in three strands	14.4 N	28.1%
Experimental value of active textile in three strands	11.0 N	29.6%
Theoretical value of thin McKibben muscle	14.9 N	25.6%
Experimental value of thin McKibben muscle	14.2 N	24.2%

3.2.6. 編み回数とユニット間交換回数を考慮した比較実験と考察

前項で述べたように三つ編み能動織布は三つ編み人工筋と同様の収縮特性変化の傾向を示し，理論的には編みピッチが小さいほど収縮率が増加することが予想される．モデリングで議論したとおり，ユニット内編み数mだけでなく 1 ユニットあたりのユニット間での人工筋交換回数pも編みピッチに影響を与えるため，収縮特性変化に関与すると考えられる．この仮説を確かめるために，ユニット内編み数m，人工筋の交換回数pを変えた編みアスペクト比d_0の異なる能動織布で比較実験を行った．試験に用いた能動織布を Figure 3.42 に，設計仕様を Table 3.11 にそれぞれ示す．設計変数の異なる三つ編み能動織布を区別するために AT-1~5 という名前をつけた．空圧 0.3MPa におけるユニット内編み数で比較したコンプライアンス特性を Figure 3.43 に，人工筋の交換回数で比較したコンプライアンス特性を Figure 3.44 にそれぞれ示す．空圧 0.30 MPa における最大収縮力と最大収縮率の比較を Table 3.12 に示す．実験結果から初期編みピッチごとの収縮特性を比較して以下のことがわかった．

① ユニット内編み数mと人工筋の交換回数pは共に収縮特性の変化に影響した．
② 初期編みピッチが小さいほど収縮率は増加する傾向にあるが，三つ編み人工筋を構成する人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなる．
③ モデリングから得られた理論式のとおり，初期編みピッチが小さいほど人工筋の最大収縮力は小さくなった．
④ 初期編みピッチが小さすぎると収縮率は低下する．
⑤ 初期編みピッチが小さいほど理論値と実験値に差が出る傾向にある．

実験結果から明らかになった初期編みピッチに対する収縮特性の変化傾向は三つ編み人工筋と類似しており，三つ編み能動織布も初期編みピッチが収縮特性に大きく影響を与えていることが明らかになった． 三つ編み人工筋との相違点として，三つ編み能動織布はユニット内編み数に加えて交換回数も初期編みピッチを決定する変数であり，両変数が収縮特性変化に影響を与えていることを理論的かつ実験的に確認できた．これは細径人工筋の交差回数が収縮率増加に関係していることを示唆している．能動織布においても適当な初期編みピッチを選ぶことで最大収縮率の実験値が理論値よりも大きくなる一方で，過剰に編み目が密になると理論式に従って収縮率が増加するのではなく低下するという現象が見られた．これは三つ編み構造能動織布にも収縮率を最大化するような編みピッチが存在することを示唆している．三つ編み構造化による収縮特性変化と最適な初期編みピッチの考察は三つ編み人工筋と合わせて次項で議論する．

Table 3.11: Specifications of the active textiles braided in three strands with thin McKibben muscle with various number of muscle braids in each units and various numbers of muscles exchanged between units.

	Initial length H_0	Number of braids in a unit m	Number of exchanges per unit p	Initial pitch of braid h_{t0}	Aspect ratio d_0/h_0
AT-1	275 mm	24	3	31 mm	5.8×10^{-2}
AT-2	280 mm	16	3	44 mm	4.0×10^{-2}
AT-3	296 mm	12	3	59 mm	3.1×10^{-2}
AT-4	280 mm	16	2	47 mm	3.9×10^{-2}
AT-5	280 mm	16	7	37 mm	4.9×10^{-2}

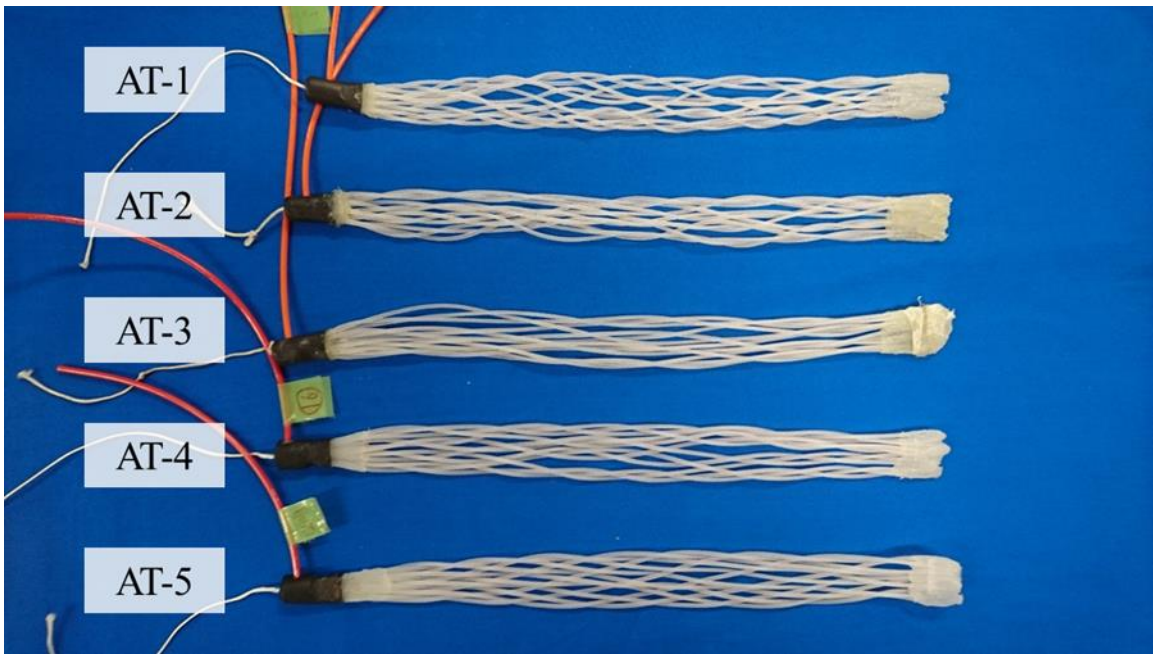


Figure 3.42: Active textiles braided in three strands with thin McKibben muscle; Specimens AT-1, -2, and -3 have a different number of braids in each unit and the same number of muscle exchanges per unit; Specimens AT-2, -4, and -5 have a different number of muscle exchanges per unit and the same number of braids in each unit.

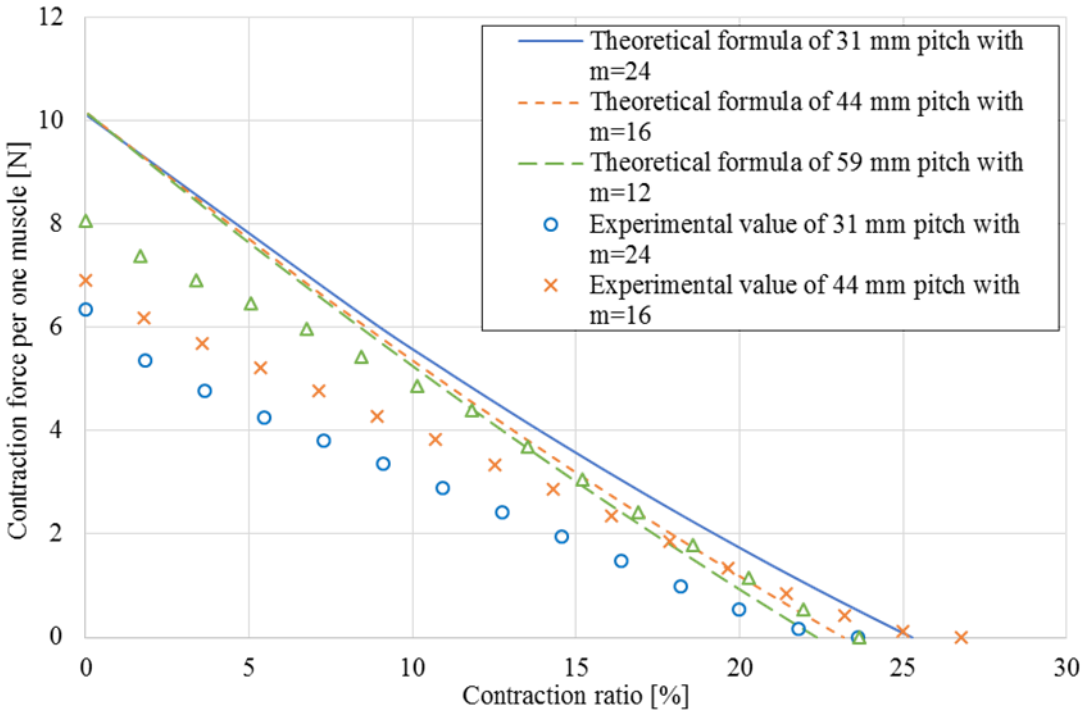


Figure 3.43: Compliance characteristics of active textile versus the number of muscle braids in each unit at an applied air pressure of 0.30 MPa. Number of braids in a unit is *m* and number of exchanges during units is same (p=3).

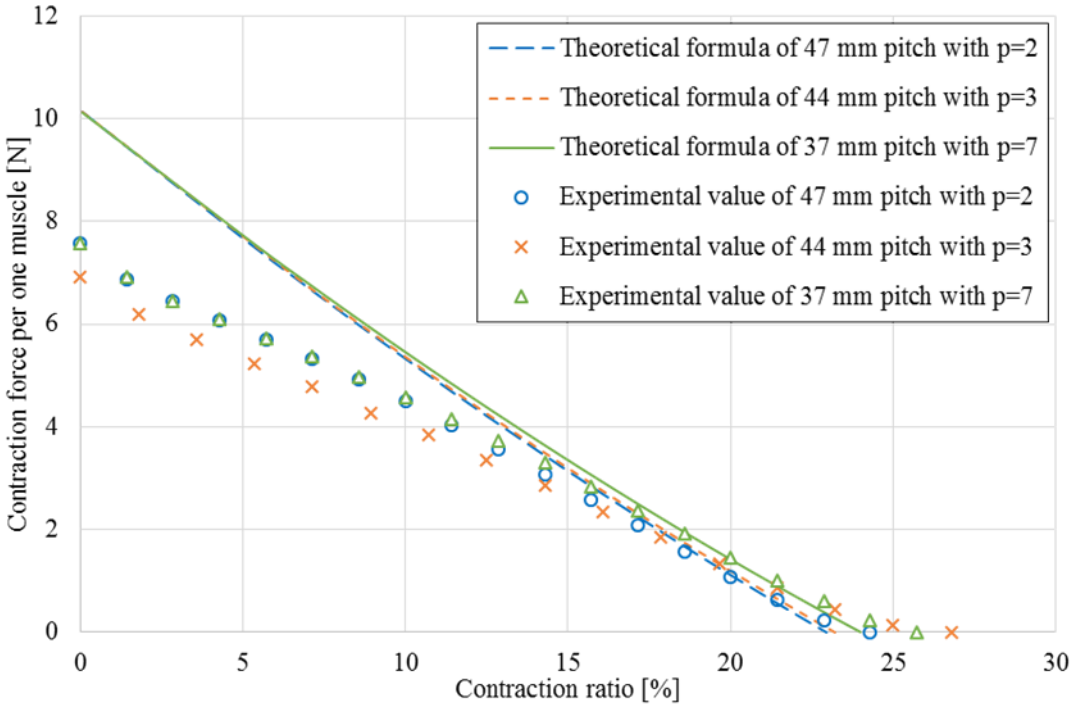


Figure 3.44: Compliance characteristics of active textile versus the number of muscle exchanges per unit at an applied air pressure of 0.30 MPa. Number of exchanges during units is *p* and number of braids in a unit is same (m=16).

Table 3.12: Comparison of experimental and theoretical contraction force and contraction ratio for active tectile and single thin McKibben muscle.

	Single muscle	AT-1	AT-2	AT-3	AT-4	AT-5
Theoretical maximum contraction force per muscle	10.2 N	10.1 N	10.2 N	10.0 N	10.1 N	10.1 N
Experimental maximum contraction force per muscle	9.3 N	6.4 N	6.9 N	8.1 N	7.6 N	7.6 N
Theoretical maximum contraction ratio	21.1%	25.3%	23.2%	22.3%	23.0%	24.0%
Experimental maximum contraction ratio	21.1%	23.6%	26.8%	23.7%	24.3%	25.7%
Root mean square error of the contraction ratio between the theoretical and experimental values	1.05	6.06	3.43	1.69	2.76	2.84

3.3. 多繊維構造化に関する考察

本節では多繊維能動構造体と従来研究の比較を行い，多繊維化したときの人工筋の収縮特性変化について考察する．

3.3.1. 多繊維能動構造体と従来の空圧人工筋の比較

3.1，3.2 で示したように多繊維化によって人工筋の形状柔軟性と収縮率の向上を実現した一方で，細径人工筋 1 本あたりの収縮力は小さくなった．多繊維能動構造体の空圧人工筋としての性能を比較するために本研究で開発した細径人工筋，並列構造人工筋，三つ編み能動織布に加えて従来型マッキベン人工筋，先行研究で開発された能動織布の 5 つについて比較検討する．比較指標には柔軟性，質量，最大収縮力，最大収縮率，質量エネルギ密度を用いる．ただし，質量には固定具の重さを考慮せず，アクチュエータ本体のみを用いた．ここで，質量エネルギ密度とは EDM（Energy densitiy per unit mass）と呼ばれる直動アクチュエータの評価指標であり，質量あたりの仕事量を表している[160]．EDM 値が大きいほど軽量かつ大出力であることを示しており，以下のように定義されている．ここで，εは軸方向収縮率，l_0初期長さ，Fは収縮力，Mは質量である．

$$EDM = \frac{1}{M}\int_{l_0}^{(1-\varepsilon)l_0} F dx \tag{3.12}$$

空圧人工筋の収縮力 - 収縮率特性はいずれも反比例の関係にあり，仕事量はその積分値で求められる．本比較では空圧人工筋の収縮力 - 収縮率特性が反比例の関係にあるとして EDM を以下のようにして求める．ここで，F_{Max}は最大収縮力，ε_{Max}は最大収縮率である．

$$EDM = \frac{F_{Max} \cdot l_0 \cdot \varepsilon_{Max}}{2M} \tag{3.13}$$

空圧人工筋のエネルギ収支は印加圧と体積変化が入力，収縮力と収縮変位が出力，出力の際に生じるスリーブ繊維やゴムの摩擦でエネルギロスが生じると考えると以下のようなエネルギ収支の関係が成り立つ．

$$P \cdot \Delta V = \frac{F \cdot l \cdot \varepsilon_l}{2} + E_{loss} \tag{3.14}$$

式(3.14)においてPは印加圧，ΔVは人工筋の体積変化，Fは空圧印加時の収縮力，lは空圧印加時の人工筋長さ，ε_lは収縮率，E_{loss}スリーブ繊維やゴムの摩擦で生じるエネルギロスをそれぞれ表す．式(3.14)を用いて EDM は以下のように表現できる．

$$EDM = \frac{P \cdot \Delta V - E_{loss}}{M} \tag{3.15}$$

多繊維能動構造体と従来の空圧アクチュエータの比較を Table 3.13 に示す．各アクチュエータの仕様と収縮特性についてマッキベン人工筋は Festo 社のラバーマッスル MAS-20-200 [50]の数値を，能動織布は先行研究[129]，多繊維能動構造体の収縮特性は 3.1.3，3.2.5 の実験から得られた数値をそれぞれ用いた．質量エネルギ密度の計算には空圧供給部の質量を除き，アクチュエータのみの質量を用いて計算した．従来型マッキベン人工筋は曲げることができないため形状柔軟性に乏しい一方で，多繊維能動構造体はどのような形状でも柔軟性を失うことはないため，ロボット適用を考えたときに取り付け位置や対象を制限しない点で有利だといえる．本研究で開発した多繊維能動構造体は従来の人工筋や能動織布よりも非常に軽量で EDM も大きな値を示していることから，人が装着するアシストスーツや冗長駆動ロボットのアクチュエータに適しているといえる．細径人工筋が従来の人工筋と比較して 6 倍以上の EDM を有している理由として人工筋自体が軽い素材であることと端部が軽量であることが挙げられる．従来の人工筋は端部に空気密閉と固定用の金属製端部ポートが取り付けられていたが，細径人工筋は樹脂製の軽いポートを使用している．これは細径化によって端部にかかる応力が小さいため金属部材を使う必要がないからである．多繊維能動構造体も細径人工筋自体が非常に軽いこと，発生力に耐えうるだけの強度を持つ端部が軽量にできることから従来型人工筋よりも EDM の大きなアクチュエータとなっている一方で，筋繊維間の摩擦や人工筋の変形によって細径人工筋と比較して EDM が小さくなっている．今回提案し

た人工筋の多繊維化によって開発されたアクチュエータはいずれも収縮率が増加しており，多繊維化は形状柔軟性を維持するだけでなく，人工筋の収縮率向上に対しても有効な手法であることを示した．多繊維化によって細径人工筋 1 本あたりの収縮力は低下したが，多繊維化する本数を増やすことで収縮力の問題は解決することができる．以上の結果から多繊維能動構造体は従来の人工筋と比較して重量，質量エネルギ密度，収縮特性，形状柔軟性の観点で優れているといえる．

先行研究[160]では空圧人工筋以外のアクチュエータの EDM が比較されており，電磁モータの EDM は 10 J/kg 以下，エアシリンダの EDM は 50 J/kg 以下，油圧シリンダの EDM は 150 J/kg 以下である．電磁モータはバックドライバビリティと EDM の観点で劣っているが，無限回転によって直動アクチュエータよりも大きく変位する機構を実現することができる．空圧シリンダは金属製のため形状柔軟性はなく，質量が大きいため質量エネルギ密度も小さいが，空圧人工筋と同様にコンプライアンス特性があり，変位量は人工筋よりも大きい．油圧シリンダの EDM が空圧シリンダよりも大きいのは作動流体を高圧で使用できるためである．上記の比較から，多繊維能動構造体は空圧人工筋以外のアクチュエータと比較して重量，質量エネルギ密度，形状柔軟性の観点で優れているが，変位量が小さいため，ロボットに適用する際には収縮部を長くするなどして変位量を大きくするような工夫が必要である．

3.3.2. 多繊維化による人工筋の収縮特性変化

これまでの実験結果を比較するために多繊維能動構造体の収縮特性，質量エネルギ密度，細径人工筋の質量エネルギ密度を 1 としたときの質量エネルギ密度比を Table 3.14 に示す．これまでの実験結果から多繊維化による共通した収縮特性変化として以下が挙げられる．

① 多繊維化による収縮率の増加
② 多繊維化による人工筋 1 本あたりの収縮力の低下
③ 多繊維化による質量エネルギ密度の低下
④ 密な編みピッチにおける収縮率の低下

多繊維能動構造体の各論でも議論してきたようにアクチュエータ性能の低下（②③④）の原因として，以下の 3 つが考えられる．

I. 筋繊維間の摩擦
II. 筋繊維間の干渉による人工筋の変形
III. 多繊維化された人工筋長さの不均一性

筋繊維間の摩擦によって人工筋は互いに膨張，収縮しにくくなっており，エネルギ損失が起きていると考えられることから，筋繊維間の摩擦が式(3.15)におけるE_{loss}を増大させる要因の 1 つになっているといえる．筋繊維間の干渉による変形は人工筋の経路長を変更させるような人工筋側面に生じる応力によって人工筋がつぶれる現象であり，並列構造人工筋では

両端の急激に膨張する部分，三つ編み人工筋と能動織布では筋繊維どうしが接する部分（Figure 3.45）で確認されている．この人工筋断面積の減少によって収縮力の低下，式(3.15)におけるΔVの減少および原因が生じる．多繊維化された人工筋長さの不均一性は手作業で製作される際に生じ，ほかよりも長い人工筋が弛んで発生力が小さくなると考えられ，筋繊維間の摩擦と合わせて式(3.15)におけるE_{loss}の増大の要因である．しかしながら，見かけ上の人工筋の長さは一定で人工筋の長さに大きな相違はないことから，上記で収縮特性低下の主要因となっているのは原因 I, II であると考えられる．

三つ編み人工筋，能動織布では理論モデル以上に収縮率が増加する一方で，編みピッチが大きくなるにつれて収縮率が理論値ほど増加しないという傾向も見られた． 3.2.4 と 3.2.6 の初期編みピッチに関する比較実験の結果と上記の議論を踏まえて，三つ編み人工筋および能動織布の収縮特性変化は編みの粗密に関して以下の 3 つに場合分けされる．

編みが疎である場合

収縮特性は初期編みピッチが小さくなるほど収縮率が向上するという理論モデルに従い，コンプライアンス特性において理論式と実験値は低収縮力・高収縮率帯でよく一致する．本研究においては編みアスペクト比：$d_0/h_0 \cong 2.0 \times 10^{-2}$でこの傾向が確認された．

適度な編みの場合

適度な編みを編み目が疎でも密でもなく，収縮率増加が最大になるような初期編みピッチとする．初期編みピッチを変えた三つ編み構造人工筋の比較実験でも述べたように，収縮率増加を最大化するような編みピッチが存在する．これはモデリングでは三つ編みされた人工筋が密に隣接していると仮定したが，人工筋の間に隙間が生じて（Figure 3.45），理論モデル以上に湾曲することで経路長がより長く変化し，収縮率が大きくなったことに起因するためである．編み目の粗密が適度であるとき，収縮率の実験値が理論モデル以上に向上する．編み目が疎である場合と同様に理論モデルに従って初期編みピッチが小さくなるほど収縮率が向上する．本研究においては編みアスペクト比：$3.1 \times 10^{-2} \leq d_0/h_0 \leq 4.9 \times 10^{-2}$でこの傾向が確認された．

編みが密である場合

編みが密であるために人工筋が十分に膨張できず，編み目が疎または適度な場合と比較して初期編みピッチが小さくなるほど収縮率が低下する．EDM 値もほかの編みピッチの三つ編み人工筋，能動織布と比較して低い値となる．本研究においては編みアスペクト比：$7.8 \times 10^{-2} \leq d_0/h_0 \leq 7.8 \times 10^{-2}$でこの傾向が確認された．

三つ編み構造能動織布はどんな初期編みピッチにおいても理論式から導かれる最大収縮率が大きくなるという収縮特性変化の傾向が実験でも確認できたことから，従来の能動織布の収縮率低下問題を解決できたといえる．

Table 3.13 Comparion between multifilament active strucures and conventioal McKibben muscle.

	McKibben muscle [50]	Active textile with weft [129]	Thin McKibben muscle	Multifilament muscle	Active textile braided in three strands
Shape	One body	Textile	One body	Multifilament	Textile
Flexibility	☆☆	☆☆☆	☆☆☆	☆☆☆	☆☆☆
Initial length	200 mm	200 mm	200 mm	200 mm	280 mm
mass	274 g	44 g	0.26 g	6.6 g	7.1 g
contraction force	1500 N	175 N	9.3 N	83 N	83 N
contraction ratio	21%	25%	21%	22%	27%
EDM	115 J/kg	99.4 J/kg	751 J/kg	276 J/kg	437 J/kg
Air pressure	0.50 MPa	0.35 MPa	0.30 MPa	0.30 MPa	0.30 MPa

Table 3.14 Comparison of scharacteristics and EDM among multifilament active structures.

	Initial length	The number of muscles	Aspect ratio $\times 10^{-2}$	contraction force per one muscle	contraction ratio	EDM	EDM ratio
Single	200mm	1	-	9.3N	21.0%	751 J/kg	1
MM-1	200 mm	10	0.9	8.3 N	22.0%	702 J/kg	0.935
MM-2	200 mm	30	0.9	7.1 N	26.7%	729 J/kg	0.971
MM-3	100 mm	10	1.8	7.9 N	23.0%	699 J/kg	0.930
MM-4	300 mm	10	0.6	8.5 N	21.7%	709 J/kg	0.944
BM-1	230 mm	3	7.8	5.8 N	26.1%	582 J/kg	0.775
BM-2	255 mm	3	4.7	6.8 N	26.7%	698 J/kg	0.930
BM-3	296 mm	3	2	7.9 N	21.9%	665 J/kg	0.886
AT-1	275 mm	12	5.8	6.4 N	23.6%	581 J/kg	0.773
AT-2	280 mm	12	4	6.9 N	26.8%	711 J/kg	0.947
AT-3	296 mm	12	3.1	8.1 N	23.7%	738 J/kg	0.983
AT-4	280 mm	12	3.9	7.6 N	24.3%	710 J/kg	0.945
AT-5	280 mm	12	4.9	7.6 N	25.7%	751 J/kg	1

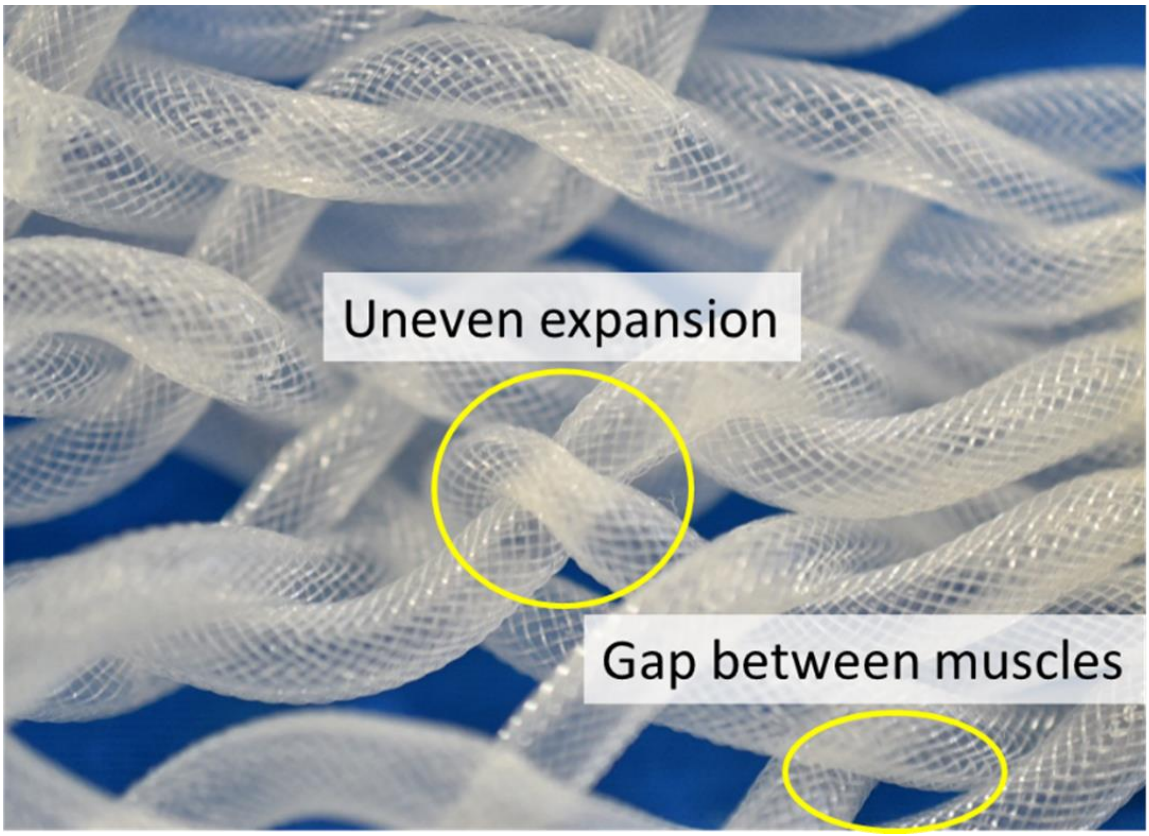


Figure 3.45: Enlarged view of an active textile braided in three strands with thin McKibben muscle at an applied air pressure of 0.30 MPa. Note that gaps are present between the thin McKibben muscles and that parts of the textile exhibit uneven expansion.

3.4. まとめ

I. ロボット応用に向けた並列構造人工筋と能動織布を考案し，多繊維化されたアクチュエータの端部処理法および送気系の設計手法を確立した．また，細径人工筋のみを用いて多繊維化することで形状応用や織布化する方法を提案し，これら多繊維能動構造体が細径人工筋と同等の形状柔軟性があることを示した．

II. 並列構造と三つ編み構造に分類して力学特性についてモデリングを行い，収縮特性に影響を与えるパラメータが並列構造においては束ねた本数と人工筋のアスペクト比，三つ編み構造においては編み目の密度であることを示した．

III. 理論式と実験の結果から多繊維化によって収縮率が向上することを示し，従来の織布化による収縮率低下問題を解決した．最大印加圧 0.50 MPa において 10 本の細径人工筋からなる並列構造人工筋の最大収縮力は 159.8 N であり，最大収縮率は 29%で単体と比較して収縮率は 11%増加した．最大印加圧 0.40 MPa において細径人工筋 12 本からなる三つ編み能動織布の最大収縮力は 131.4 N, 最大収縮率は 29.6%で単体と比較して 22%増加した．

IV. 収縮特性に影響を与えるパラメータを設計変数とした実験結果と理論式を比較して収縮特性の傾向が一致していることを確認した．並列構造人工筋においては束ねた本数と人工筋のアスペクト比が大きいほど，三つ編み構造においては編み目が密なほど収縮率が増加する傾向になった．しかしながら，収縮率増加モデルには筋繊維間の摩擦や人工筋の変形および長さの不均一さが考慮されていないため，三つ編み構造では編みの粗密度によって理論値と実験値に差が出た．これら実験値と理論式の誤差要因を疎密度別に同定した．

V. 従来の人工筋および能動織布と比較して収縮率，軽さ，質量エネルギ密度，形状柔軟性の観点で優れているアクチュエータであることを示した．

4. 細径人工筋を用いたヒト型筋骨格ロボットの開発

筋骨格ロボットは腱駆動，冗長駆動およびコンプライアンス特性という特徴を有する生物の筋骨格駆動機構を備えた生物模倣ロボットである．本章では軽量で形状柔軟性のある多繊維能動構造体の特性を生かして，実際のヒトから模ったヒト型骨格に解剖学的に正しい筋配置，およびヒトに近い筋肉自由度でこれを適用することで筋骨格ロボットを開発する設計手法を提案する. この設計手法を用いてヒトと同等の筋肉自由度を持つ筋骨格駆動系を構築し，ヒト型筋骨格ロボットの顎関節，体幹，下肢を開発する．開発した筋骨格ロボットによって医学的に明らかになっている筋肉収縮の組み合わせによってヒトの動作メカニズムを再現できることを動作試験で示す．本論文では顎関節の複雑かつ狭小な筋骨格駆動系，体幹の高筋肉自由度かつ関節自由度の筋骨格駆動系，下肢の高集積な冗長駆動系の開発によって提案する研究手法で筋骨格ロボットの全身開発が可能であることを示す．また，筋骨格駆動系力学特性として筋骨格構造特有の足部における可変剛性機構について実験し，考察する．なお，本章で使用する筋骨格構造および筋肉の説明を行うための図は Human Anatomy and Disease in Interactive 3D [159]から生成し，必要に応じて説明等を追加したものである．

4.1. 生体筋肉と筋骨格構造

4.1.1. 生体筋肉を模倣した多繊維能動構造体の検討

生体筋肉はアデノシン三リン酸（ATP）の分解エネルギによってミオシンとアクチンの相互作用が生じて収縮する生物に搭載されたコンプライアンス特性を有するアクチュエータである[80]．筋肉は意識的に動かすことができない心筋や内臓筋といった不随意筋と意識的に動かすことができる骨格筋に分類される．収縮動作によって関節を動作させているのは骨格筋であることから，本研究では骨格筋を模倣対象とする．骨格筋の端部は腱を介して骨格に付着しており，各生体動作に効率よく作用するために多様な筋繊維構成，筋肉形状がある．骨格筋は筋繊維の構成によって紡錘状筋（平行筋）と羽状筋，形状によって単頭筋と多頭筋，板状筋にそれぞれ分類される．紡錘状筋は筋繊維が腱と平行に配置されており，長い筋繊維を持つ最も単純な構造を持つ筋肉である（Figure 4.1 左）．羽状筋は筋繊維が腱に対して斜めに配置されている短い筋繊維を持つ筋肉であり，筋繊維に垂直な断面である生理的断面積（PCSA）が紡錘状筋よりも大きいことから発生力が大きい一方で，収縮速度が遅い筋肉である（Figure 4.1 右）．単頭筋は枝分かれのない直線形状の筋肉で最も単純な形状を持つ．多頭筋は二頭筋や三頭筋が代表例として挙げられる複数の筋頭を持つ筋肉で，複数の起始を持つことで 1 種類の筋肉で複数の関節に作用するような配置を可能にしている．板状筋は平らな扇形状をしており，骨に付着する起始部分を大きく取ることができる．

生体筋肉と空圧人工筋の特性を比較すると，長さが変化しない等尺性収縮と張力が変化しない等張性収縮においては同様の特性を持っていることが知られているおり[161]，多繊維能動構造体も空圧人工筋と同様の挙動を示すことから，生体筋肉とも近い特性を持っていると

いえる．本研究で開発した多繊維能動構造体の断面積あたりの最大収縮力は 2.1 N/mm² であるのに対して，ヒトの生体筋肉の最大収縮力は9.8×10^{-3} N/mm² 程度[150]であり，発生力の観点では多繊維能動構造体が優れているといえる．一方で，生体筋肉は最大で 40%程度収縮する[150]が，多繊維能動構造体の最大収縮率は三つ編み構造人工筋の 34.5%であることから，収縮量は生体筋肉よりも小さい．また，人工筋は自然長から伸展しないため拮抗駆動系を構築する際には拮抗する筋肉の収縮量を考慮して弛んだ状態で取り付けなければならないが，生体筋肉は自然長から伸びる特性があり，拮抗駆動系で収縮量のロス多繊維能動構造体よりも少ない．本研究では発生力は十分であるが収縮率が小さいということから，筋繊維の構成は腱と平行な筋繊維を持つ紡錘状筋の紡錘状筋を採用し，筋肉形状は並列構造人工筋の形状を変えることで単頭筋と多頭筋，板状筋を模倣する．

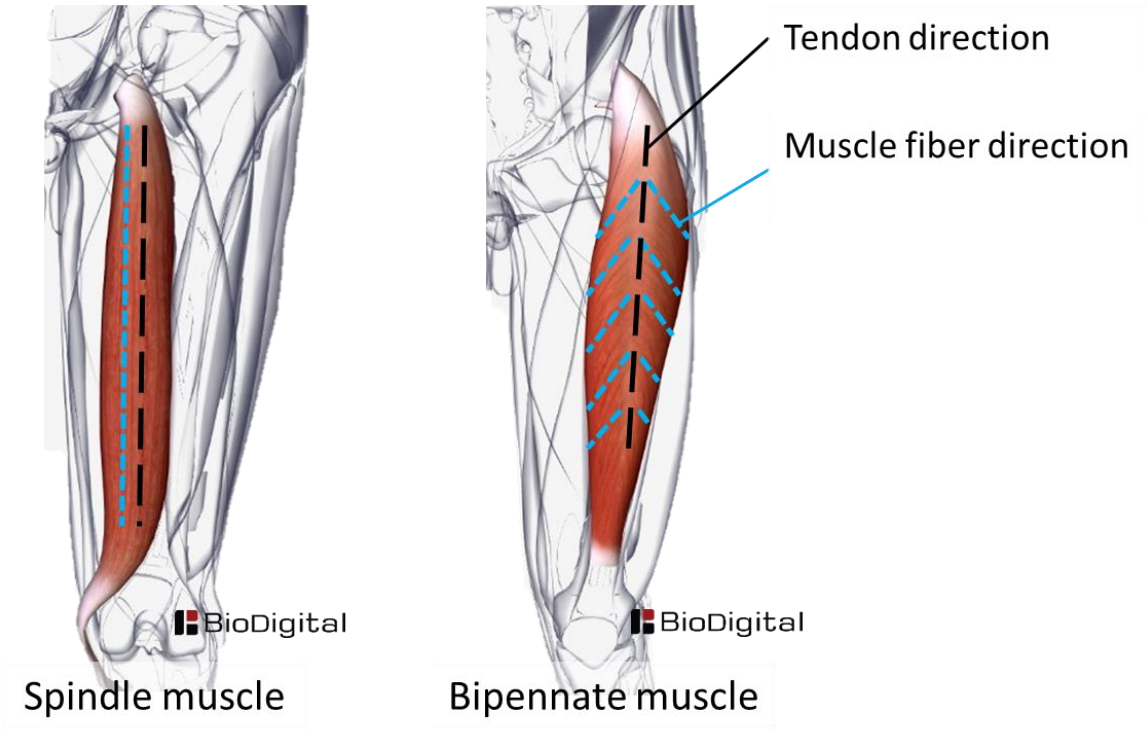


Figure 4.1: Structure of spindle muscle and bipennate muscle.

4.1.2. ヒトの筋骨格構造

本項では顎関節，体幹，下肢に着目してそれぞれの関節に作用する筋肉と筋骨格構造，各関節動作に対応して収縮する筋肉の分類，筋骨格駆動系特有の動作機構について述べる．筋肉の種類と配置は解剖学書[82, 83]を，動作と筋肉収縮の対応関係と筋骨格駆動系特有の動作機構は身体運動学の解説書[84, 85]をそれぞれ参考にし，これを筋骨格ロボットの筋骨格設計，動作生成に適用する．

顎関節の筋骨格構造

ヒトの頭部には顔面の皮膚すぐ下の浅層に顔面筋（表情筋）が存在し，収縮することで皮膚を引っ張って皺を作り，表情を生み出す．深層には顎関節に作用する咀嚼筋が存在し，収縮することで咀嚼動作を行う．ヒトの顎関節に作用する咀嚼筋は咬筋，側頭筋，外側翼突筋，内側翼突筋の主に 4 種類で，頭部側面に左右対称に配置されている（Figure 4.2）．これらの筋肉が収縮することで下顎が上下左右に運動して咀嚼動作を実現している．咀嚼動作は下顎骨の挙上・下制・前後運動・側方運動に分けられる．各筋肉は下顎骨の挙上か下制，前進か後退の動作それぞれに作用しており，各筋肉動作の組み合わせで口の開閉と側方運動が実現している（Table 4.1）．口の開閉は下顎骨の挙上または下制，側方運動は左右の筋肉の前後運動を組み合わせて行っている．例えば，下顎骨を右方向に動かす場合には，右側の咬筋，側頭筋，左側の外側翼突筋，内側翼突筋を動作させる．

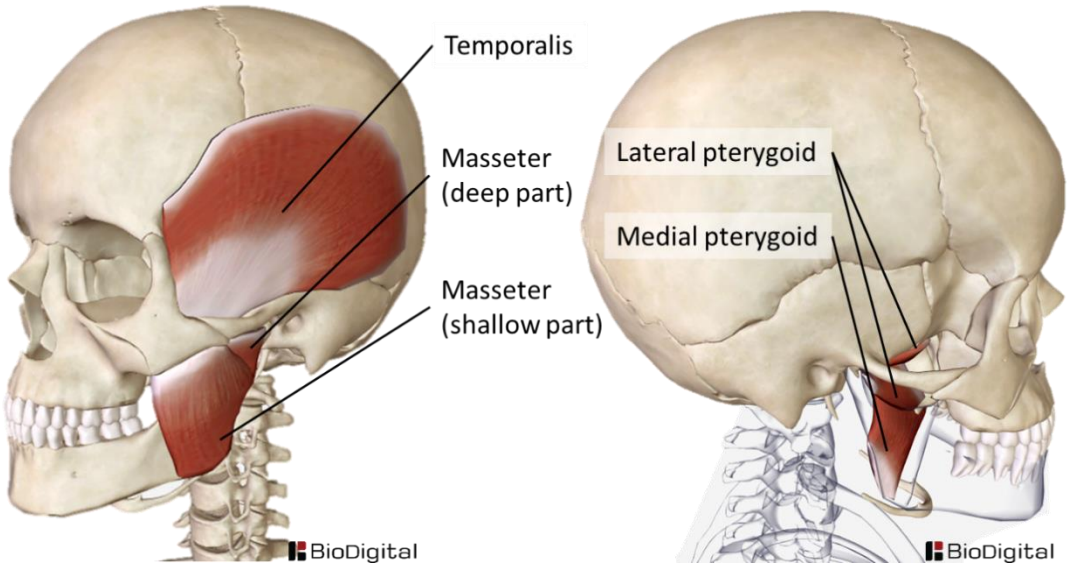


Figure 4.2: Placement of muscles acting on the jaw [159].

Table 4.1: Classification of the muscles used for each motion of the jaw based on human anatomy [83].

	-	Push the lower jaw forward	Pull the lower jaw backward
Open the mouth		Lateral pterygoid	
Close the mouth	Masseter	Medial pterygoid	Temporalis

体幹の筋骨格構造

ヒトの体幹骨格は脊柱と胸郭から構成されている．脊柱の動作に関与する筋肉のうち，屈曲に関与する筋肉群は腹部に，背屈に関与する筋肉群は背部に存在する．これらの筋肉は脊柱動作を行うだけでなく，四肢の動作において体幹を固定する際にも重要な役割を果たしている．ヒトの脊柱は上部から 7 の頚椎（C1 から C7），12 の胸椎（T1 から T12），5 の腰椎（L1 から L5），そして下端の仙椎で構成される（Figure 4.3）．ヒトの脊柱は S 字に湾曲しており，頚椎で前湾，胸椎で後湾，腰椎で前湾している．この生理的湾曲が垂直加重を分散させてしなやかに荷重を受け止める役割を担っている．脊柱を構成する椎体は椎間板を挟んで靭帯によって連結されており，各椎体間で 3 自由度を持ち，ピッチ回転である屈曲・伸展，ロール回転である側屈，ヨー回転である回旋の動作を可能にしている．腹部の骨格筋として腹直筋，外腹斜筋，内腹斜筋が存在する．横隔膜や腹横筋といった骨格筋が存在するが，これらは腹圧を高める動作に関与し，脊柱動作には直接寄与しない（Figure 4.4）．背部深層には上部から多裂筋，回旋筋，頭半棘筋，頚半棘筋，胸半棘筋が存在し，それを覆うようにしてやや深層に頭最長筋，頭板状筋，頚板状筋，頚棘筋，頚最長筋，胸棘筋，胸最長筋，胸腸肋筋，腰腸肋筋が存在する（Figure 4.4）．腹部の筋肉は脊柱の屈曲に，背部の筋肉は伸展にそれぞれ関与し，左右どちらかを動作させることで側屈を行い，繊維方向が斜めの筋肉を屈曲・伸展が打ち消されるように収縮させると回旋動作になる．

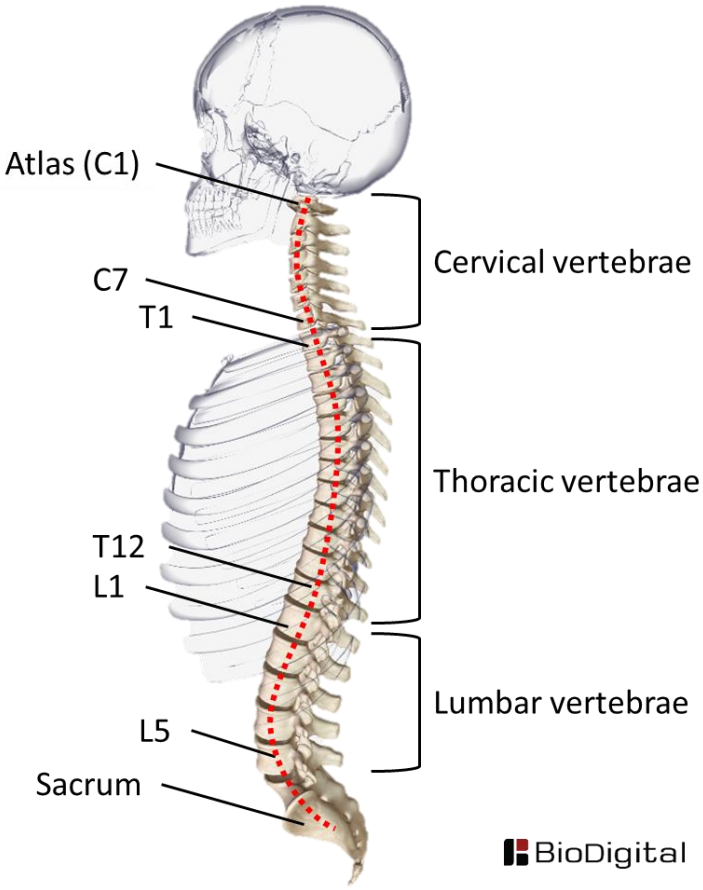


Figure 4.3: Spinal structure with physiological curvature [159].

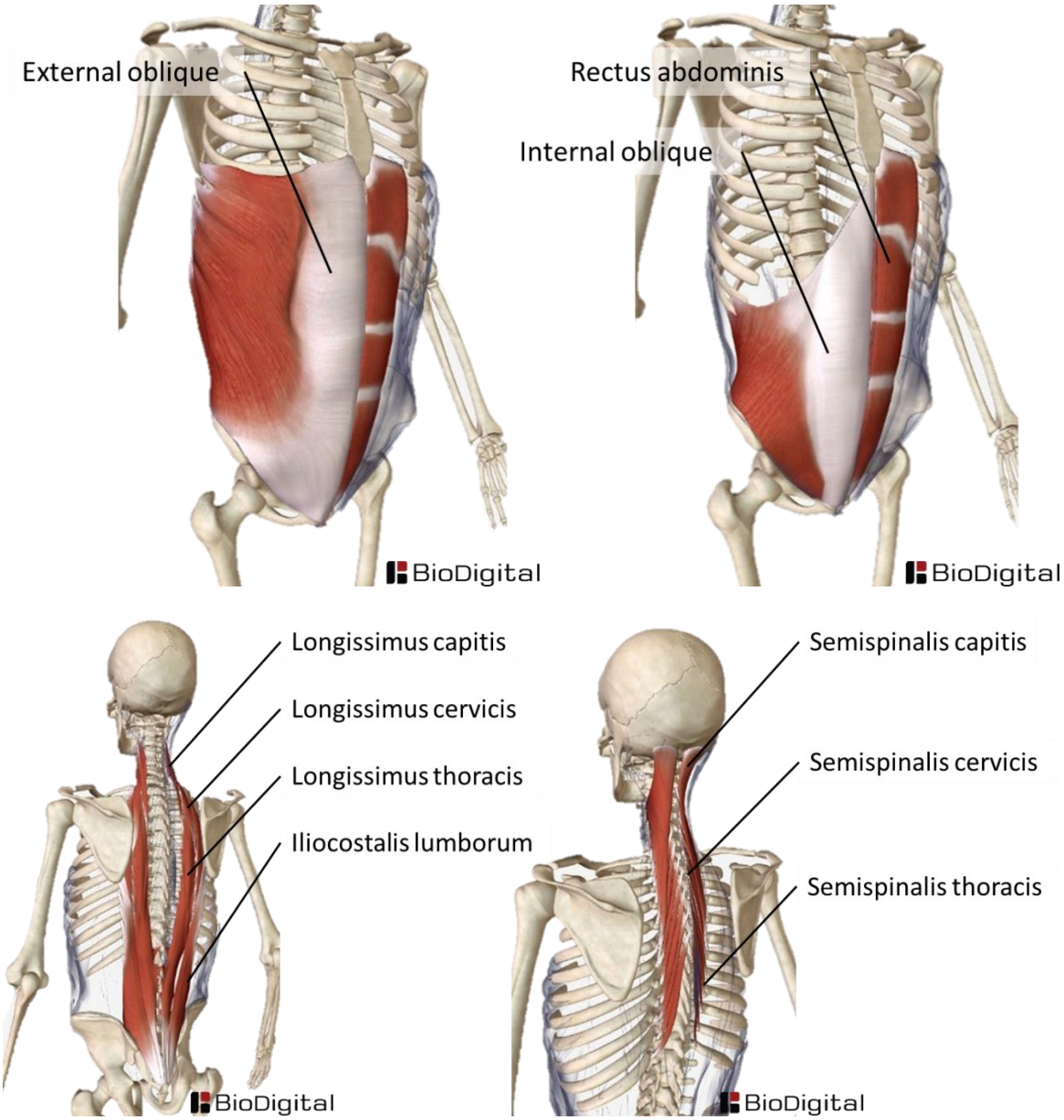


Figure 4.4: Placement of muscles acting on the trunk [159].

股関節の筋骨格構造

ヒトの股関節は球体関節で 3 自由度を有しており，これに作用する筋肉は主に骨盤に起始，大腿に停止を持ち，大腰筋や縫工筋といった二関節筋は腰椎や脛骨に起始や停止があり，2 つの関節動作に作用する（Figure 4.5）．股関節には大腰筋，小腰筋，腸骨筋，大殿筋，中殿筋，小殿筋，大腿筋膜張筋，梨状筋，上双子筋，内閉鎖筋，下双子筋，大腿方形筋，縫工筋，恥骨筋，長内転筋，短内転筋，大内転筋，薄筋，外閉鎖筋という主に 19 の骨格筋が存在する．ヒトの股関節は球体関節 3 自由度になっており，ピッチ回転である屈曲・伸展，ロール回転である外転・内転，ヨー回転である外旋・内旋の計 6 つの動作が可能であり，それぞれの動きに関与する筋肉は筋群に分けて分類されている（Figure 4.6）．屈曲に関与する屈曲筋

群は大腰筋，腸骨筋，縫工筋，大腿直筋の 4 つから構成される．伸展に関与する伸展筋群は大殿筋と膝関節の動きに関与するハムストリングス筋から構成される．外転に関与する外転筋群は中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋の 3 つから構成される．内転に関与する内転筋群は大内転筋、短内転筋、長内転筋、薄筋、外閉鎖筋の 5 つから構成される．外旋に関与する外旋筋群は梨状筋、内閉鎖筋、上双子筋、下双子筋、大腿方形筋の 5 つから構成される．内旋のみに関与する筋肉は存在しないので内旋筋群という区分はなく，外旋筋群以外の内旋作用を持つ筋肉として区分される．これらの筋肉は内旋に作用するだけでなく外転に大きく作用するため，内旋作用のみを取り出すときには外旋に作用しない内転筋を拮抗させて外転作用を打ち消す必要がある．

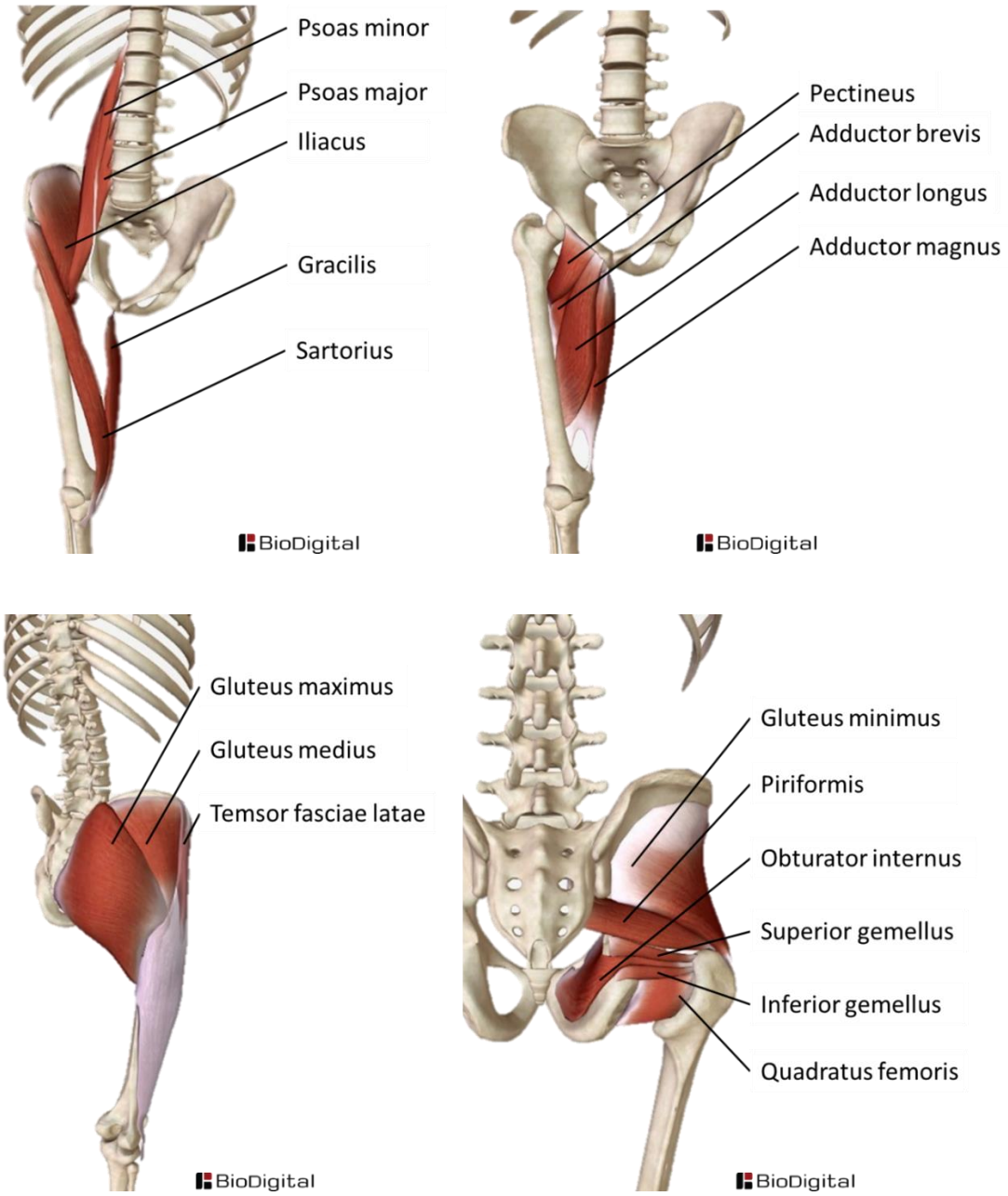


Figure 4.5: Placement of muscles acting on the hip [159].

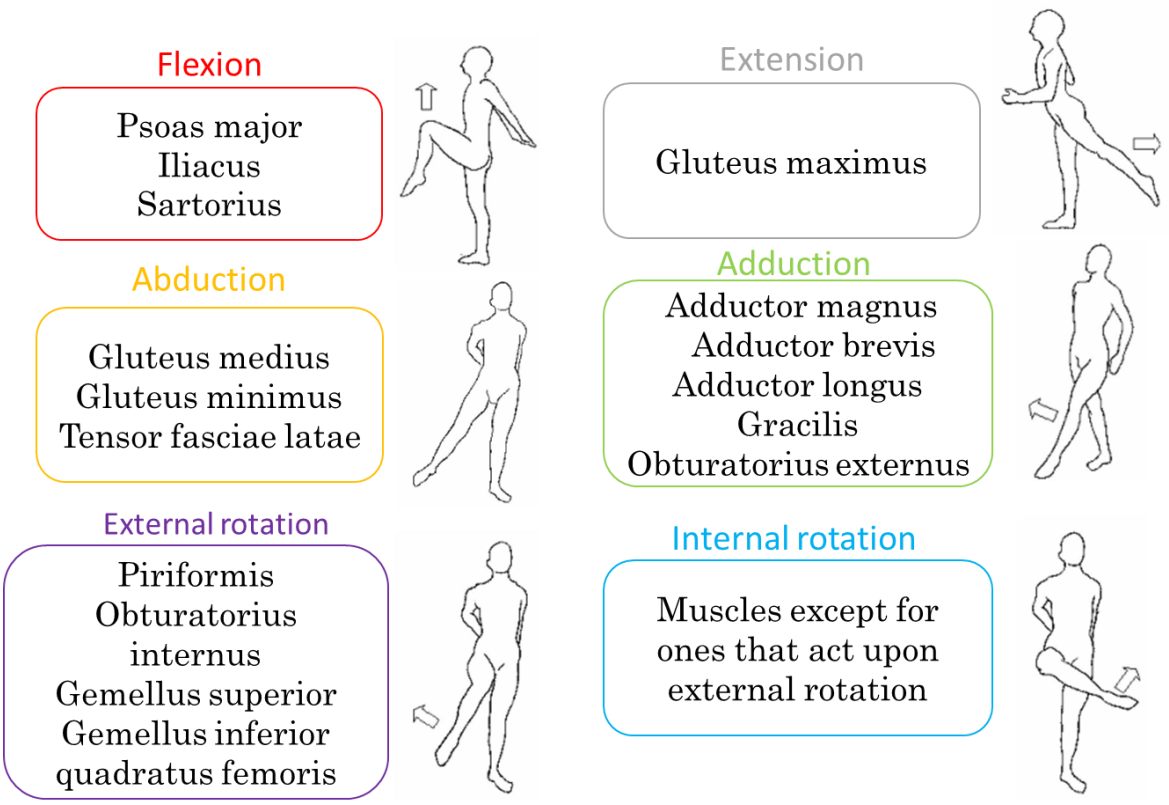


Figure 4.6: Classification of the muscles used for each motion of the hip based on human anatomy [83].

膝関節の筋骨格構造

ヒトの膝関節に作用する筋肉は主に大腿骨に起始，脛骨と腓骨に停止を持ち，大腿直筋や大腿二頭筋といった二関節筋は骨盤に起始があり，股関節動作にも作用する（Figure 4.7）．膝関節には大腿直筋，外側広筋，中間広筋，内側広筋，大腿二頭筋，半腱様筋，半膜様筋，膝窩筋という主に 8 つの骨格筋が存在する．膝関節は 2 自由度を有しており，ピッチ回転である屈曲・伸展，屈曲時のみヨー回転である下腿の内旋・外旋の計 4 つの動作を行うことができる（Figure 4.8）．膝関節は大腿骨と脛骨の転がりとすべりによって軸関節と比較して大きな可動域を実現しているが，起立時や運動時の関節安定性に欠ける．これを補うための筋骨格駆動系に特有の機構として終末強制回旋機構がある．これは膝が伸展しているとき下腿は回旋せず，屈曲しているときのみ回旋する筋骨格構造に由来する機構であり，大腿骨と脛骨の接触面形状とハムストリングスの冗長な筋肉自由度によって機能している[85]．この機構によって直立時には比膝関節の安定性を高め，屈曲時のみ自由度が生じることで下腿の回旋でペダル操作などができる可変自由度や，骨の形状から立ち上がり動作時に効率よく下腿が回旋するという機能が実現している．大腿直筋，外側広筋，中間広筋，内側広筋の 4 つはまとめて大腿四頭筋と呼ばれ，主に膝の伸展に関与する．大腿二頭筋，半腱様筋，半膜様筋の 3 つはまとめてハムストリングス筋と呼ばれ，主に膝関節の屈曲に関与する．大腿二頭筋は膝関節の屈曲時に下腿の外旋，半腱様筋，半膜様筋は膝関節の屈曲時に下腿の内旋に関与

する．また，大腿直筋は股関節の屈曲と膝関節の伸展に同時作用する二関節筋であり，二関節筋は歩行など特定の動作において各関節を協調させて効率よく動作を行うことに寄与している[85]．膝窩筋は膝関節の裏に存在し，膝関節の屈曲，下腿の内旋に関与する補助的な筋肉であり，膝を曲げたときに後十字靭帯を補助して大腿骨が前方にずれないように働く．

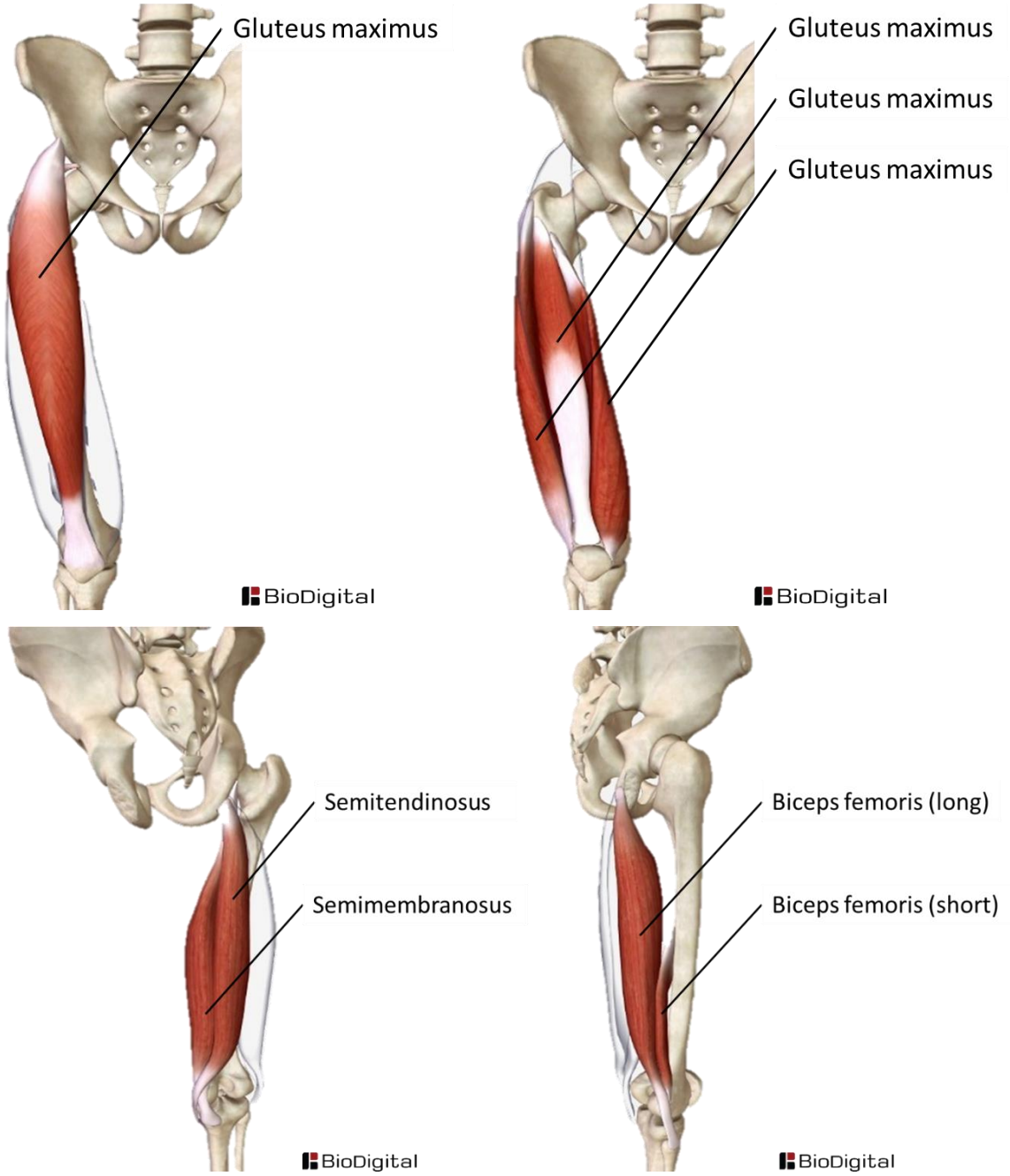


Figure 4.7: Placement of muscles acting on the knee [159].

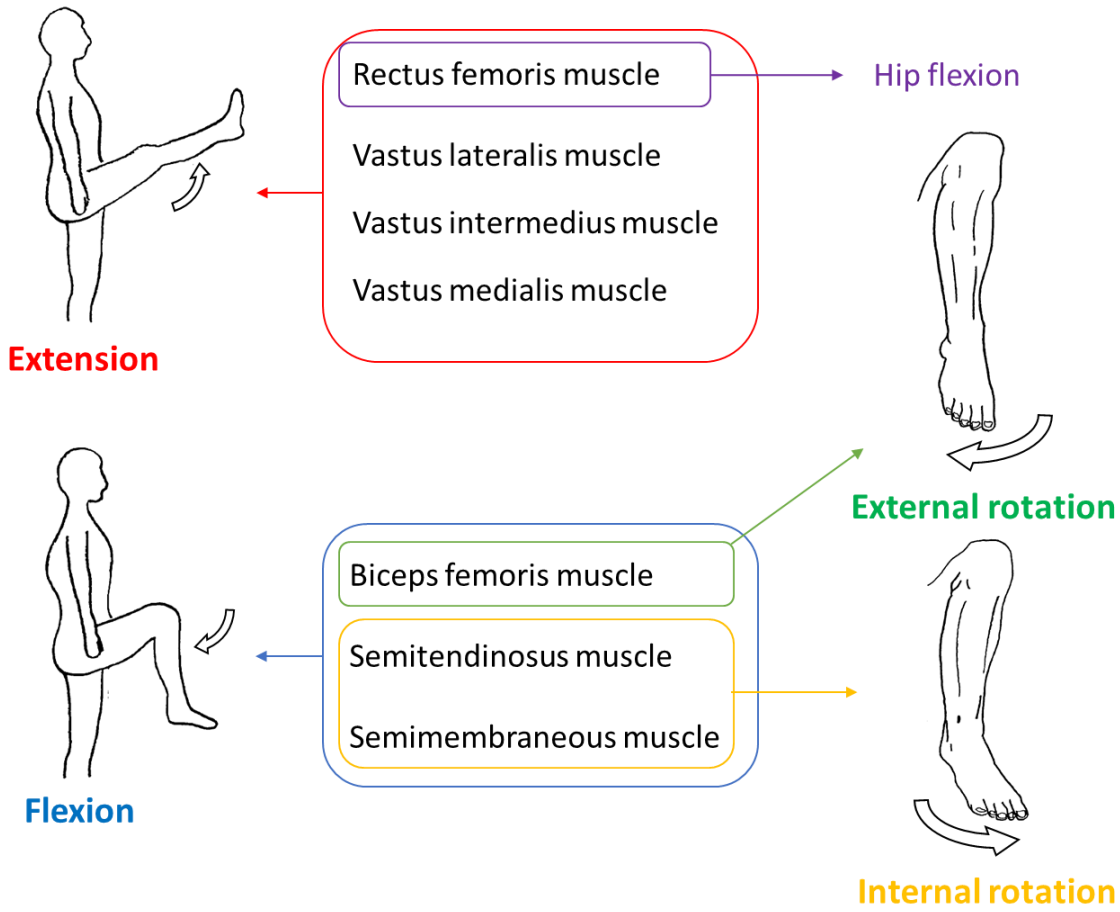


Figure 4.8: Classification of the muscles used for each motion of the knee based on human anatomy [83].

足関節の筋骨格構造

ヒトの足関節に作用する筋肉は主に脛骨と腓骨に起始，足の骨に停止を持ち，腓腹筋や足底筋といった二関節筋は大腿に起始があり，膝関節動作にも作用する（Figure 4.9）．足関節には腓腹筋，ヒラメ筋，足底筋，前脛骨筋，後脛骨筋，第三腓骨筋，長腓骨筋，短腓骨筋，長趾屈筋，長趾伸筋，長母趾屈筋，長母趾伸筋という主に 12 の骨格筋が存在する．これらは足関節に作用し，かつ足関節より近位に起始を持つ筋肉であり，外在筋と呼ぶ．足関節は 3 自由度でピッチ回転である背屈・底屈，ロール回転である内転・外転，ヨー回転である回内・回外が定義されているが，筋骨格駆動系の性質上，回内外と内外転は個別にできず，動作は背屈，底屈，内返し，外返しの 4 つに分けられる（Figure 4.10）．背屈は足先を上方向に向ける動作であり，底屈は足先を下方向に向ける動作である．内返しは足関節の底屈，回外，内転を組み合わせた動作であり，外返しは足関節の背屈，回内，外転を組み合わせた動作である．足の骨は足根骨（7 個），中足骨（5 個），趾骨（14 個）の計 26 個から構成されており，外在筋の腱は複数の骨に作用する劣駆動系を構築している．この構造と外在筋の収縮によって足部の内外返しのしなるような動作と歩行時の衝撃吸収を実現している．背屈に

関与する筋肉は前脛骨筋，第三腓骨筋，長趾伸筋，長母趾伸筋の 4 つであり，底屈に関与する筋肉は腓腹筋，ヒラメ筋，足底筋，後脛骨筋，長腓骨筋，短腓骨筋，長趾屈筋の 7 つである．内返しに関与する筋肉は前脛骨筋，後脛骨筋，長趾屈筋，長母趾屈筋の 4 つであり，外返しに関与する筋肉は第三腓骨筋，長腓骨筋，短腓骨筋，長趾伸筋の 4 つである．二関節筋である腓腹筋は膝関節の屈曲にもわずかに関与する．

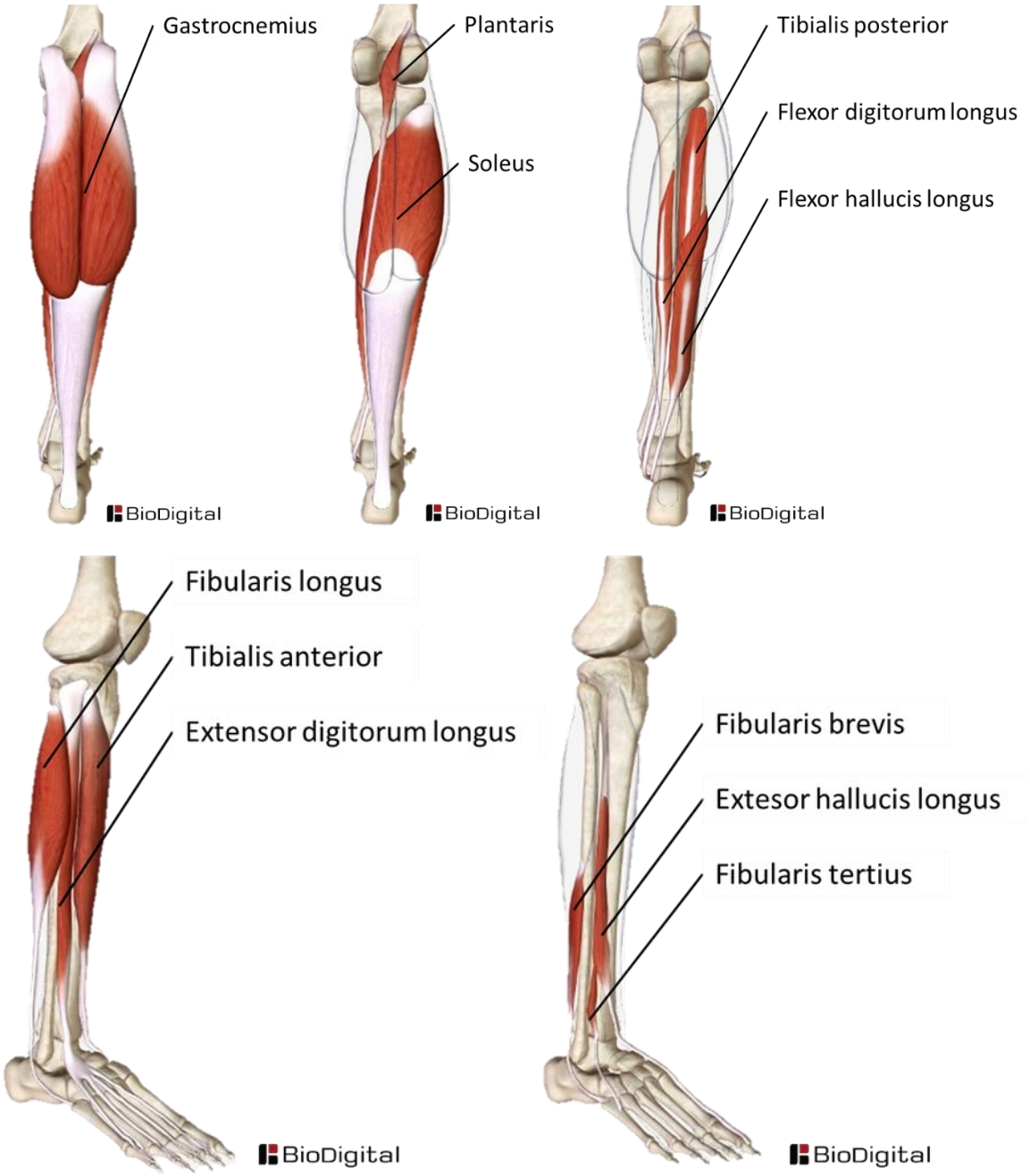


Figure 4.9: Placement of muscles acting on the ankle [159].

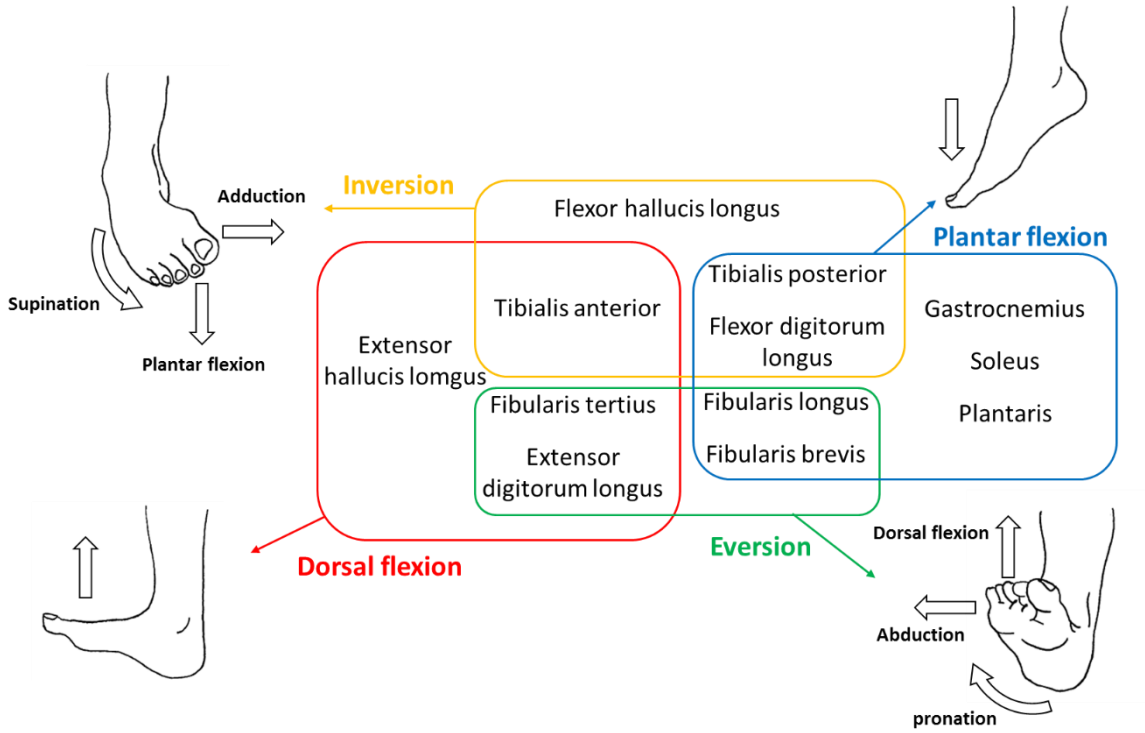


Figure 4.10: Classification of the muscles used for each motion of the ankle based on human anatomy [83].

4.2. 筋骨格ロボットの設計と開発

4.2.1. ヒト型骨格の設計と開発

ヒトの骨格構造を忠実に再現するために本研究では高さは 1.6 m の全身骨格モデル（アヴィス社製 A15/3S）をロボット骨格として使用する（Figure 4.11）．全身骨格モデルは実際の人骨を石膏型で複製したものであり，骨の部分は樹脂製で各関節は伸縮コードで模倣された靭帯によって連結されているため転がり運動，すべり運動，軸回旋という 3 つの基本的な関節包内運動が可能になっている．これらの構造によって人体の大きな可動域と基本的な関節動作が再現されているが，脊柱には金属芯が入っているためしなやかに動かすことができない．一方で，前節の体幹骨格構造でも述べたように脊柱を構成する椎体は各椎体間で 3 自由度を持ち，屈曲，伸展，側屈，回旋動作が可能である．本研究では金属芯を除いて靭帯に見立てたシリコーンゴムで各椎体を固定することで，ヒトと同様の自由度および可動域を有する脊柱を再現した（Figure 4.12，Figure 4.13）．シリコーン靭帯はヒトの靭帯配置と同様に脊柱前部に前縦靭帯，椎孔内に後縦靭帯および黄色靭帯，棘突起上に棘上靭帯をそれぞれ取り付けた．これによって本研究で開発する顎関節，体幹，下肢の関節においてヒトと同じ関節自由度を持つ骨格の開発に成功した．

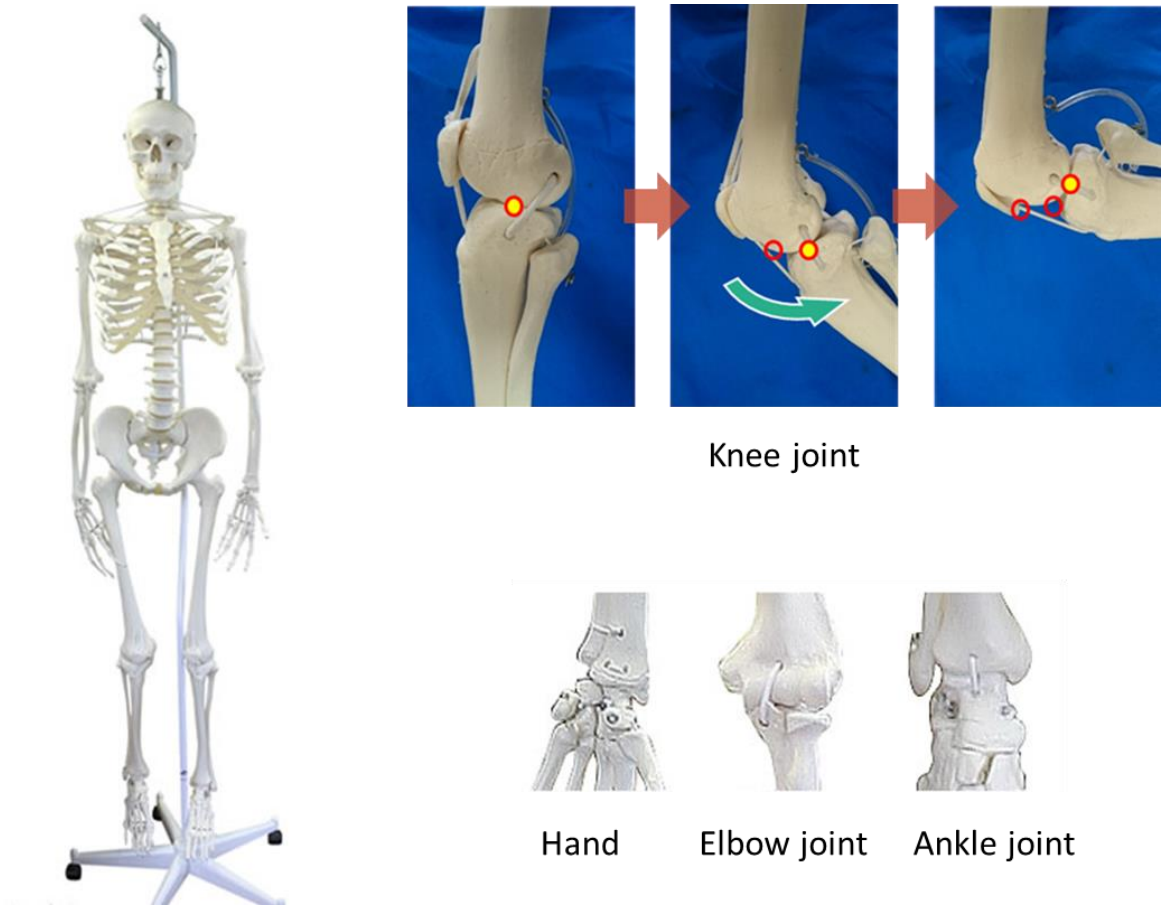


Figure 4.11: Musculoskeletal model used as a body of musculoskeletal robot.

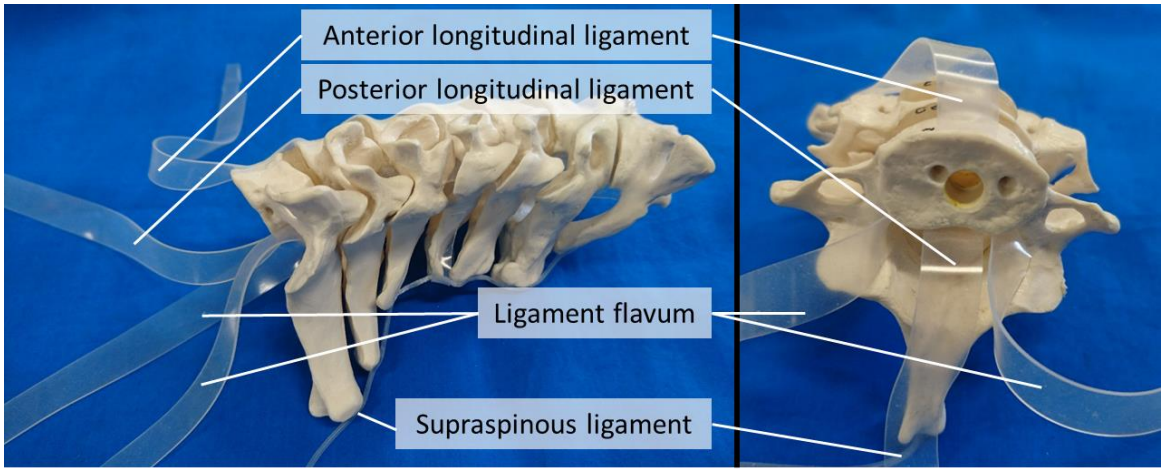


Figure 4.12: Silicone ligament fixing between vertebral bodies. (Left: side view. Right: cross-sectional view.)

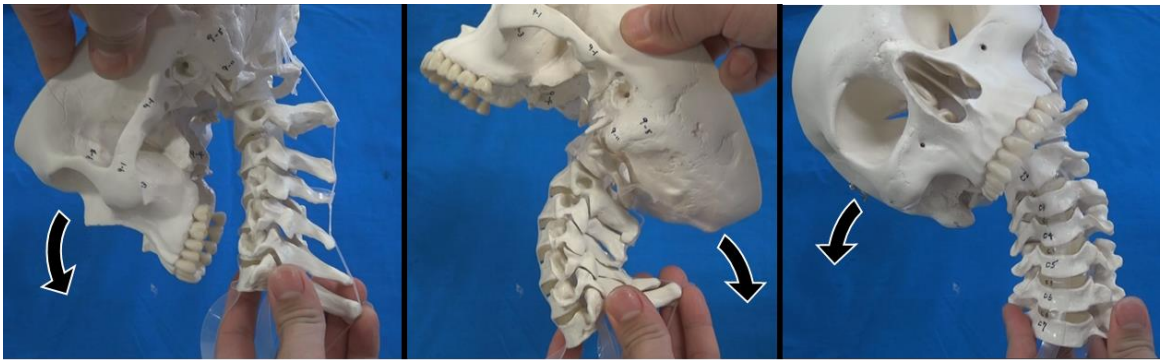


Figure 4.13: Spinal motion. (Left: bending. Middle: extension. Right: side bending.)

4.2.2.　多繊維能動構造体の筋骨格適用

本項では 4.1.2 で述べたヒトの筋骨格構造に基づいて前項で開発した骨格に多繊維能動構造体を適用し，筋肉自由度，筋配置および骨格構造の観点からヒトの筋骨格駆動系を模倣したヒト型筋骨格ロボットの設計について述べ，これを元に開発を行う．

顎関節の設計と開発

顎関節に作用する骨格筋は頭蓋骨の小さいスペースに取り付ける必要があるため，直径 1.8 mm の細径人工筋単体に直径 0.60 mm の送気チューブ，直径 0.20 mm の HMPE 繊維の腱を取り付ける（Figure 2.5）ことで左右に各 4 種の筋肉を持つ 8 筋肉自由度の冗長駆動システムを構築した．適用した細径人工筋の設計仕様を Table 4.2 に，開発した筋骨格ロボット機構を Figure 4.14 にそれぞれ示す．咬筋は深層と浅層で繊維方向が異なるため 2 本の人工筋を組み合わせ，側頭筋は扇形に広がっているため 3 本の人工筋を組み合わせてそれぞれ適用した．上記の細径人工筋の適用によって顎関節に関与する筋肉を MNR の観点で 100% 再現し，NMR=RR となるヒトと同等の関節自由度を有する筋骨格ロボット顎関節の開発に成功した．

Table 4.2: Design specifications of thin McKibben muscles for the jaw.

	Length	Muscle fibers number
Masseter (shallow part)	70 mm	1
Masseter (deep part)	80 mm	1
Temporalis	80 mm	3
Lateral pterygoid	60 mm	2
Medial pterygoid	55 mm	1

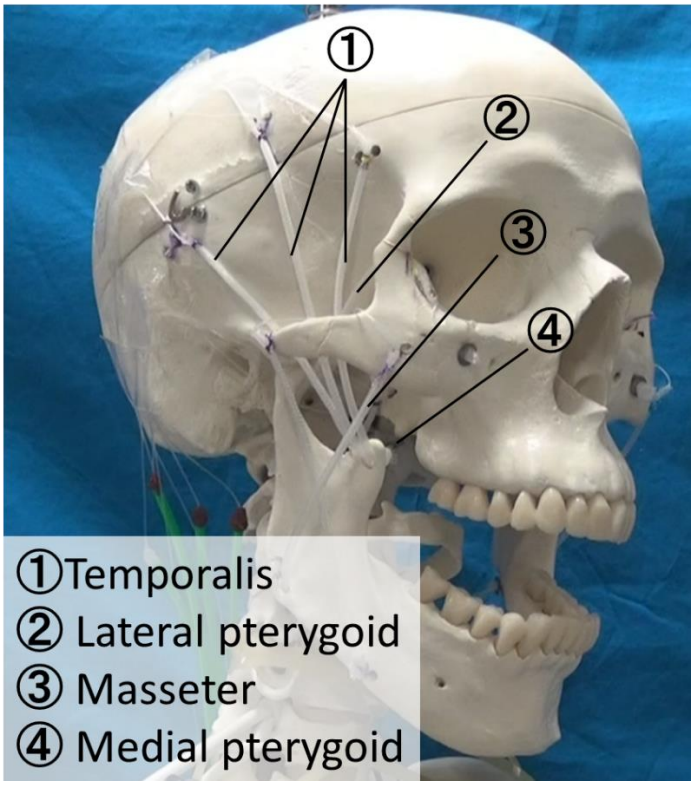


Figure 4.14: Developed musculoskeletal mechanism of the jaw which includes eight thin McKibben muscles.

体幹の設計と開発

体幹の骨格筋は形状ごとに腹部の平らな筋肉と背部の小さい筋肉に分けられる．腹部の脊柱の屈曲に作用する腹直筋や腹斜筋は平らな筋肉で肋骨から骨盤にかけて広がっており，背部の脊柱の伸展に作用する筋肉は小さな筋肉が脊椎間に配置された構造を持つ．背部の骨格筋は小さな椎体に複数の筋肉が付いていることから，送気ポートの大きい並列構造人工筋を取り付けることが難しく，細径人工筋単体では脊柱動作に必要な発生力が不足している．この問題を解決するために端部に直接送気チューブを接続した直径 4.8 mm の細径人工筋を適用した（Figure 4.15）．関連研究で直径 4.8 mm の細径人工筋が空圧印加中に 120°屈曲できることを確認しており[120]，脊柱動作に十分耐えうる形状柔軟性と直径 1.8 mm のものと比較して 3.7 倍の発生力を有することから直径 4.8 mm の細径人工筋を適用した（付録 E）．適用した細径人工筋の設計仕様を Table 4.3 に，開発した筋骨格ロボット機構を Figure 4.16 にそれぞれ示す．脊柱の伸展に関与する筋肉は同一名称の筋肉でも起始と停止が異なっているため，対応する人工筋の名称は「筋肉名（停止となる骨-起始となる骨）」と表現する．上から n 番目の頚椎を Cn，胸椎を Tn，腰椎を Ln，肋骨を Rn とそれぞれ表記する．椎体や肋骨ではなく頭蓋骨や仙骨に起始と停止を持つ場合はそれらの名称を使用する．例えば，停止を頭蓋骨，起始を椎体 C5 に持つ頭最長筋の名称は「Longissimus capitis muscle (skull-C5)」と表す．腹部の筋肉は腹直筋を布状並列に多繊維化した人工筋を適用し，外腹斜筋，内腹斜

筋は単体筋肉を並列に取り付けることで模倣した．開発した筋骨格ロボット体幹は左右対称に腹部に計 18 本，背部に計 58 本の人工筋が取り付けられており，各人工筋は別々のバルブに接続することで独立して収縮させることができる．上記の細径人工筋の適用によって体幹に関与する筋肉を MNR の観点で 29.4%再現し，NMR=RR となるヒトと同等の関節自由度を有する筋骨格ロボット体幹の開発に成功した．従来研究と比較して最も筋肉自由度の大きい BeBe [144]の 36 本から 61%向上した．

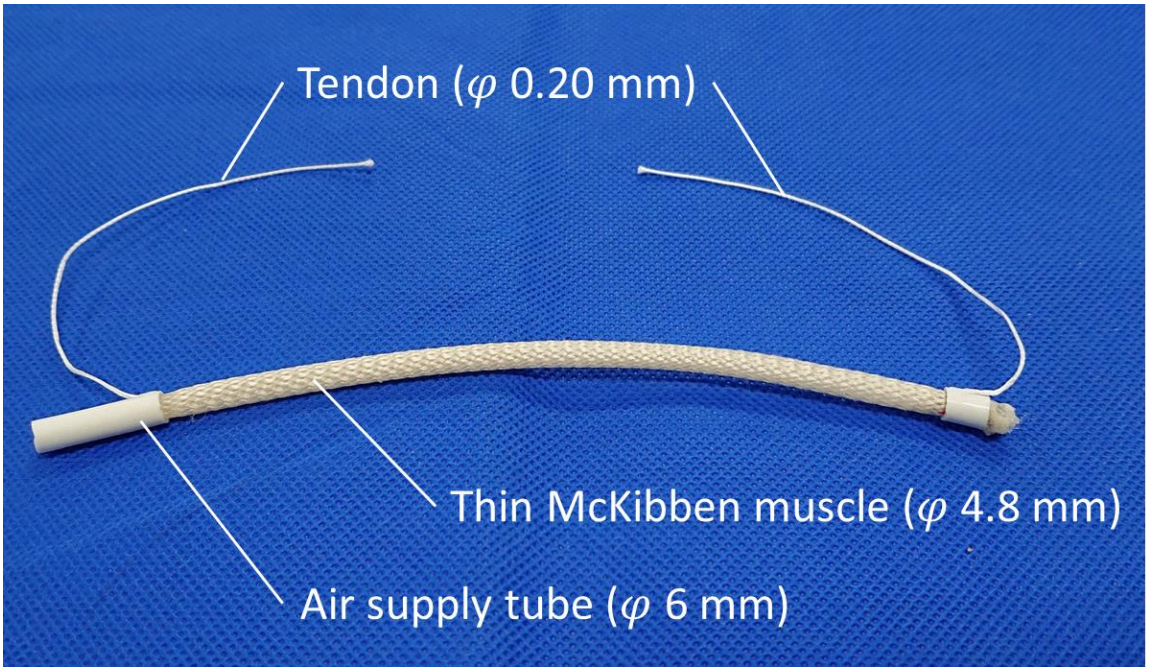


Figure 4.15: Thin McKibben muscle with diameter 4.8 mm applied to the trunk.

Table 4.3: Design specifications of thin McKibben muscles for the trunk.

	Length	Muscle fibers number	Muscle shape
Longissimus capitis (skull-C5)	90 mm	1	Linear
Longissimus capitis (skull-C7)	120 mm	1	Linear
Longissimus cervicis (C3-T2)	105 mm	1	Linear
Longissimus cervicis (C5-T4)	125 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T1-sacrum)	470 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T3-sacrum)	430 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T5-sacrum)	380 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T7-sacrum)	330 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T9-sacrum)	270 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T11-sacrum)	210 mm	1	Linear
Longissimus thoracis (T12-sacrum)	165 mm	1	Linear
Iliocostalis lumborum (R5-sacrum)	375 mm	1	Linear

	Length	Muscle fibers number	Muscle shape
Iliocostalis lumborum (R7-sacrum)	315 mm	1	Linear
Iliocostalis lumborum (R8-sacrum)	285 mm	1	Linear
Iliocostalis lumborum (R9-sacrum)	255 mm	1	Linear
Iliocostalis lumborum (R10-sacrum)	225 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-C3)	70 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-C5)	100 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-C7)	120 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-T1)	130 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-T3)	180 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-T5)	230 mm	1	Linear
Semispinalis capitis (skull-T7)	280 mm	1	Linear
Semispinalis cervicis (C3-T2)	80 mm	1	Linear
Semispinalis cervicis (C5-T4)	90 mm	1	Linear
Semispinalis cervicis (C7-T6)	120 mm	1	Linear
Semispinalis thoracis (C7-T8)	220 mm	1	Linear
Semispinalis thoracis (T2-T10)	230 mm	1	Linear
Semispinalis thoracis (T4-T12)	250 mm	1	Linear
External oblique I	180 mm	1	Linear
External oblique II	230 mm	1	Linear
External oblique III	260 mm	1	Linear
External oblique IX	270 mm	1	Linear
Internal oblique I	200 mm	1	Linear
Internal oblique II	200 mm	1	Linear
Internal oblique III	180 mm	1	Linear
Internal oblique IX	150 mm	1	Linear
Rectus abdominis	550 mm	8	textile

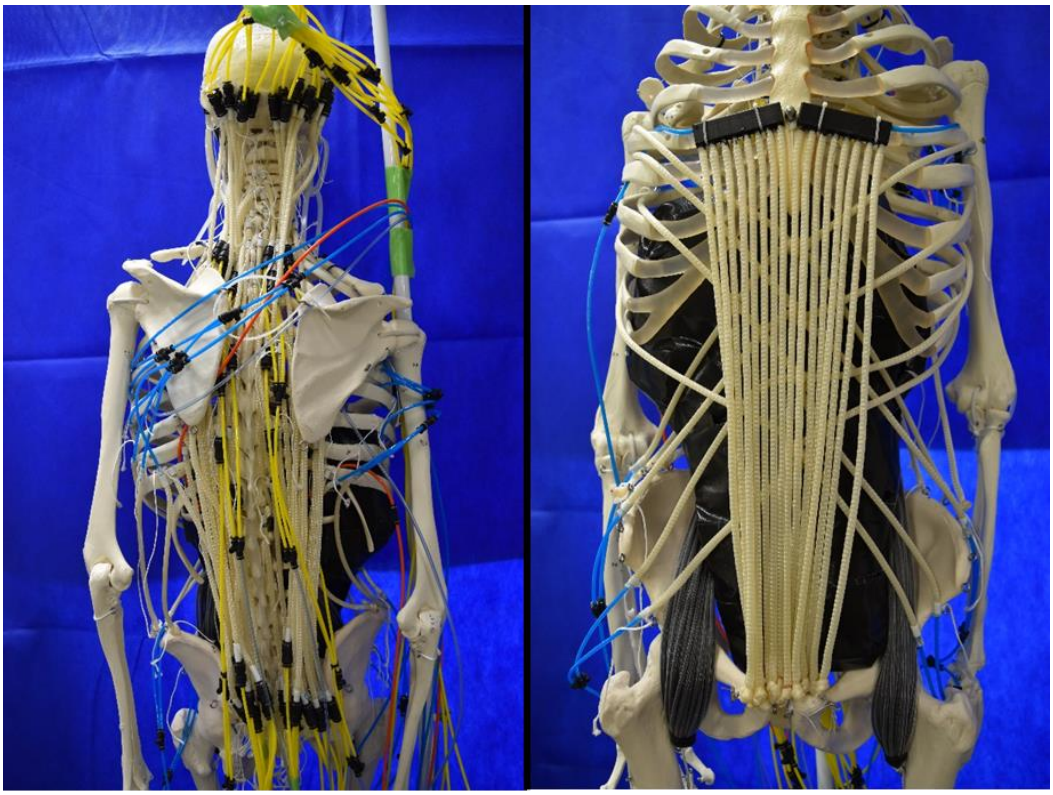


Figure 4.16: Developed musculoskeletal mechanism of the trunk which includes 61 thin McKibben muscles.

下肢の設計と開発

下肢の股関節，膝関節，足関節に作用する筋肉の形状は単頭筋と多頭筋，板状筋がある．単頭筋と多頭筋として起始側を枝分かれさせた多頭筋型の並列構造人工筋を適用し，板状筋として起始側の取り付け幅に合わせて枝分かれさせた並列構造人工筋を適用した．適用した並列構造人工筋の設計仕様を Table 4.4 に, 開発した筋骨格ロボット機構を Figure 4.17 にそれぞれ示す．人工筋長さは骨格モデルの起始と停止の距離から決定し，束ねる本数は 80 本を最大本数として骨格の取り付け部位の大きさから決定し，筋肉の形状は生体筋肉に合わせて決定した．最も湾曲して取り付けられている人工筋は内閉鎖筋であり，骨盤部分に 90°湾曲した状態で取り付けられている．骨格筋の腱は関節付近の腱鞘や筋支帯によって位置が変わらないように固定されている．特に足部分は複数の骨に対して正しく筋肉の引張り力を伝達するために腱鞘や筋支帯によって各骨に腱が固定されている．この機能を再現するためにウレタンチューブや金属製プーリの腱鞘や筋支帯を取り付け，解剖学的に正しい腱の経路と筋配置[82, 83, 84, 85]を実現した（Figure 4.18）．開発した筋骨格ロボット下肢は片足 33 種の筋肉を模倣した人工筋が取り付けられており，中殿筋など部位によって関節への作用が異なる筋肉は部位ごとに送気ポートが分けられているため，最大で 36 の並列構造人工筋を独立に収縮させることができる．上記の多繊維能動構造体の適用によって下肢に関与する筋肉

を MNR の観点で 85.7%再現し，NMR=RR となるヒトと同等の関節自由度を有する筋骨格ロボット下肢の開発に成功した.

Table 4.4: Design specifications of thin McKibben muscles for the lower limb.

	Length	Muscle fibers number	Muscle shape
Psoas major	330 mm	80	Linear
Iliacus	230 mm	60	Flat
Gluteus maximus	260 mm	80	Flat
Gluteus medius (front side)	150 mm	36	Flat
Gluteus medius (back side)	150 mm	36	Flat
Gluteus minimus	120 mm	36	Flat
Temsor fasciae latae	280 mm	40	Linear
Piriformis	140 mm	30	Linear
Obturator internus	190 mm	40	Linear
Sartorius	450 mm	26	Linear
Pectineus	110 mm	20	Linear
Adductor longus	160 mm	26	Linear
Adductor brevis	140 mm	26	Linear
Adductor magnus (front side)	230 mm	30	Linear
Adductor magnus (back side)	330 mm	40	Linear
Gracilis	350 mm	26	Linear
Rectus femoris	325 mm	65	Linear
Vastus lateralis	270 mm	63	Linear
Vastus intermedius	270 mm	48	Linear
Vastus medialis	300 mm	60	Linear
Biceps femoris (long)	250 mm	60	Linear
Biceps femoris (short)	280 mm	72	Linear
Semitendinosus	350 mm	60	Linear
Semimembranosus	250 mm	60	Biceps
Gastrocnemius	300 mm	60	Biceps
Soleus	300 mm	40	Linear
Plantaris	300 mm	10	Linear
Tibialis anterior	300 mm	40	Linear
Tibialis posterior	300 mm	26	Linear
Fibularis tertius	100 mm	10	Linear
Fibularis longus	300 mm	30	Linear
Fibularis brevis	160 mm	40	Linear

	Length	Muscle fibers number	Muscle shape
Flexor digitorum longus	300 mm	30	Linear
Extensor digitorum longus	300 mm	30	Linear
Flexor hallucis longus	250 mm	20	Linear
Extesor hallucis longus	250 mm	20	Linear

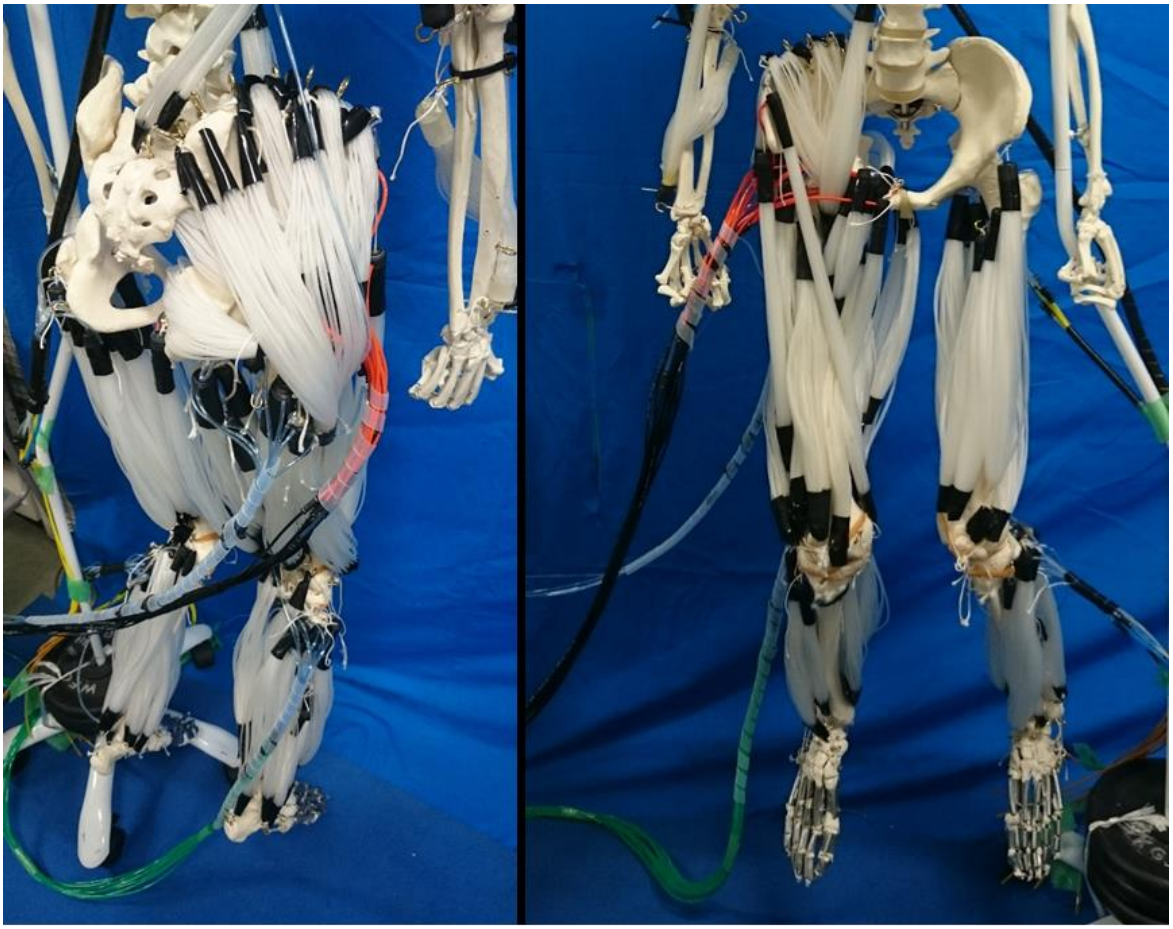


Figure 4.17: Developed musculoskeletal mechanism of the lower limb which includes 36 multifilament muscles.

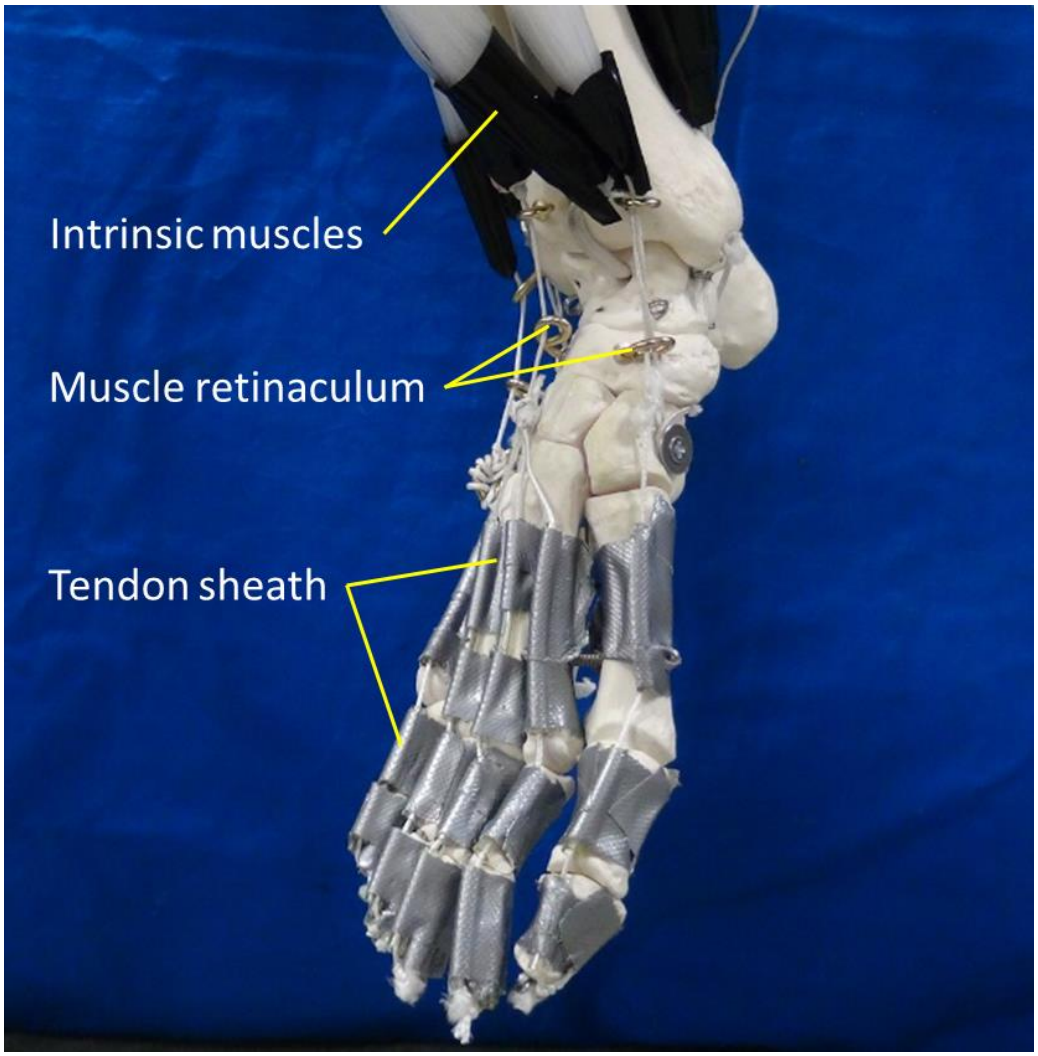


Figure 4.18: Retinaculum and sheath made of urethane tubes and metal pulley.

4.2.3. ヒト型筋骨格ロボット下肢と従来研究の比較

開発した筋骨格ロボット下肢を筋肉自由度，関節自由度，MNR（Muscles Number Ratio），MR（Muscle Redundancy Ratio），RR（Redundancy Ratio）の観点で評価する．ヒトの下肢骨格筋（内在筋を除く）は 42 本，関節自由度 8 であることから MR は 5.25 となる．これに対して本研究で開発したヒト型筋骨格ロボットの下肢は筋肉数 36 本，関節自由度 8 であることから，開発したロボットの MNR は 85.7%，MR は 4.5，RR は 85.7%となる．

従来の筋骨格ロボット下肢と比較すると筋肉数は最も多かった Kengoro [136]の 1.5 倍であり，人間と比較して 85.7%の筋肉数および冗長性を実現している（Table 4.5）．

Table 4.5 Comparison of muscles number ratio and redundancy ratio in lower limb between human, conventional musculoskeletal robots and developed musculoskeletal robot in this research.

Name	Muscles number	Joint D.O.F.	MNR	MR	RR
Human [83, 85]	42	8	100%	5.3	100%
Developed Musculoskeletal robot	**36**	**8**	**85.7%**	**4.5**	**85.7%**
Biped robot [68]	14	5	33.3%	2.8	53.3%
Lucy[103]	6	3	14.3%	2.0	38.1%
Kenshiro [135]	21	7	50.0%	3.0	57.1%
Kengoro [136]	24	8	57.1%	3.0	57.1%
Shadow biped robot [137]	14	6	33.3%	2.3	44.4%
3D biped robot [139]	7	3	16.7%	2.3	44.4%
Athlete robot [140]	7	3	16.7%	2.3	44.4%
PANTER [141]	12	4	28.6%	3.0	57.1%
Pneuborn-7II [142]	5	5	11.9%	1.0	19.0%
Pneuborn-13 [142]	9	5	21.4%	1.8	34.3%
Anthrop. legs [145]	8	3	19.0%	2.7	50.8%
Pneumat-BS [146]	16	6	38.1%	2.7	50.8%

4.3. 動作実験

4.3.1. ヒト型筋骨格ロボットの駆動システム

ヒト型筋骨格ロボットの全体システムを Figure 4.19 に示す．筋骨格ロボットに取り付けられた人工筋の送気チューブは外部の空圧源および制御機器に接続されており，バルブの開閉によって筋肉の収縮が制御されている．本研究で使用する空圧源はコンプレッサであり，レギュレータで印加圧の調整を行う．空圧はソレノイドバルブを介して人工筋に印加されており，マイコンからのシリアル通信でバルブの開閉を行って人工筋の収縮を制御している．本研究では印加圧を一定として多繊維能動構造体それぞれに個別で圧力制御を行わないため，ソレノイドバルブを採用した．

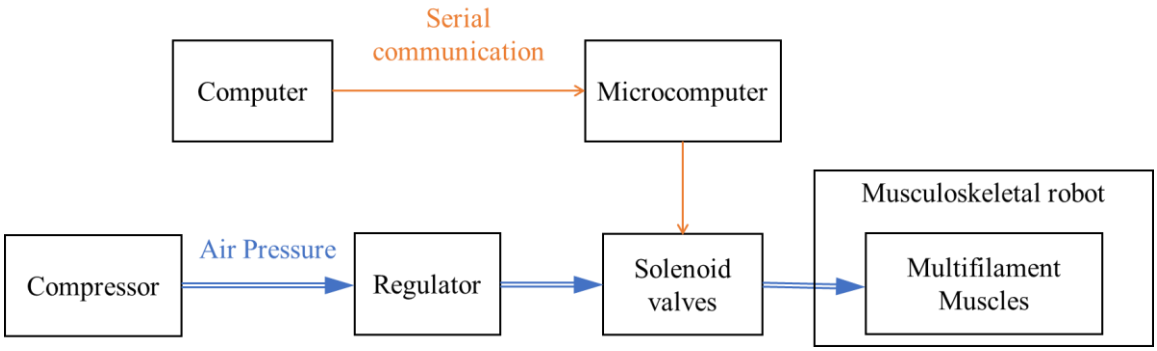


Figure 4.19: Robot control system for thin McKibben muscles. The multifilament muscles on the robot are provided with air pressure through a regulator and solenoid valves.

4.3.2. 関節動作

顎関節動作実験

開発したヒト型筋骨格ロボットの顎関節で咀嚼動作実験を行った．実験では Table 4.1 に従って筋肉を動作させることで下顎骨の挙上・下制動作による口の開閉，下顎骨の左右への運動によるすりつぶし動作に成功した（Figure 4.20）．また，咀嚼動作の一例として 1 秒周期で口を開閉させることで棒状のスナック菓子を噛み砕くことに成功した（Figure 4.22）．細径人工筋をヒトの生体筋肉と同様に頭蓋骨に配置することでコンパクトな顎関節駆動機構を構築できることを示し，ヒトと同様の筋肉の収縮作用で口の開閉と左右へのすりつぶし動作の噛み砕き動作に成功した．

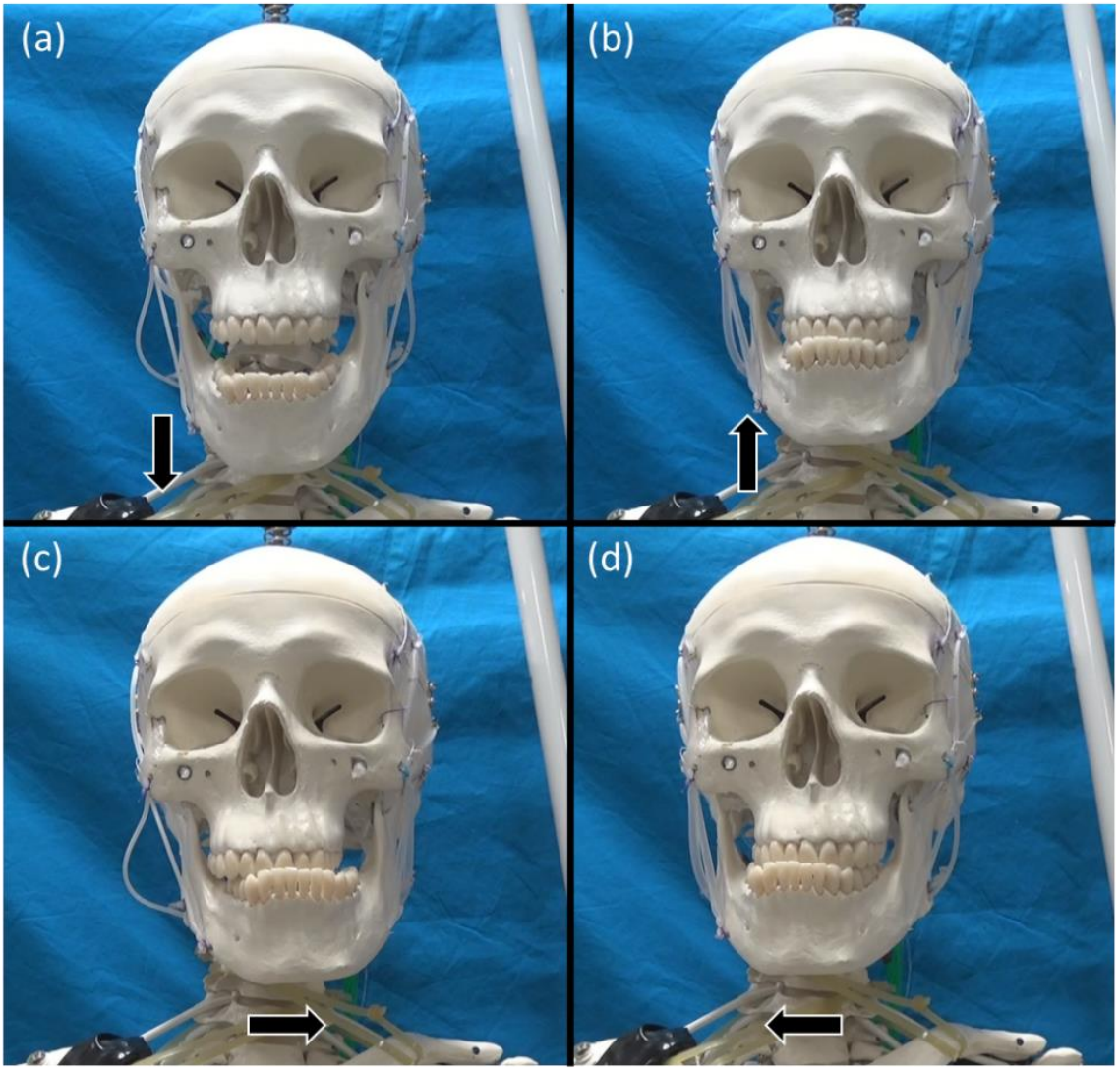


Figure 4.20: Chewing motion of musculoskeletal robot. (a) Open (b) Close (c) Grinding to the left (c) Grinding to the right.

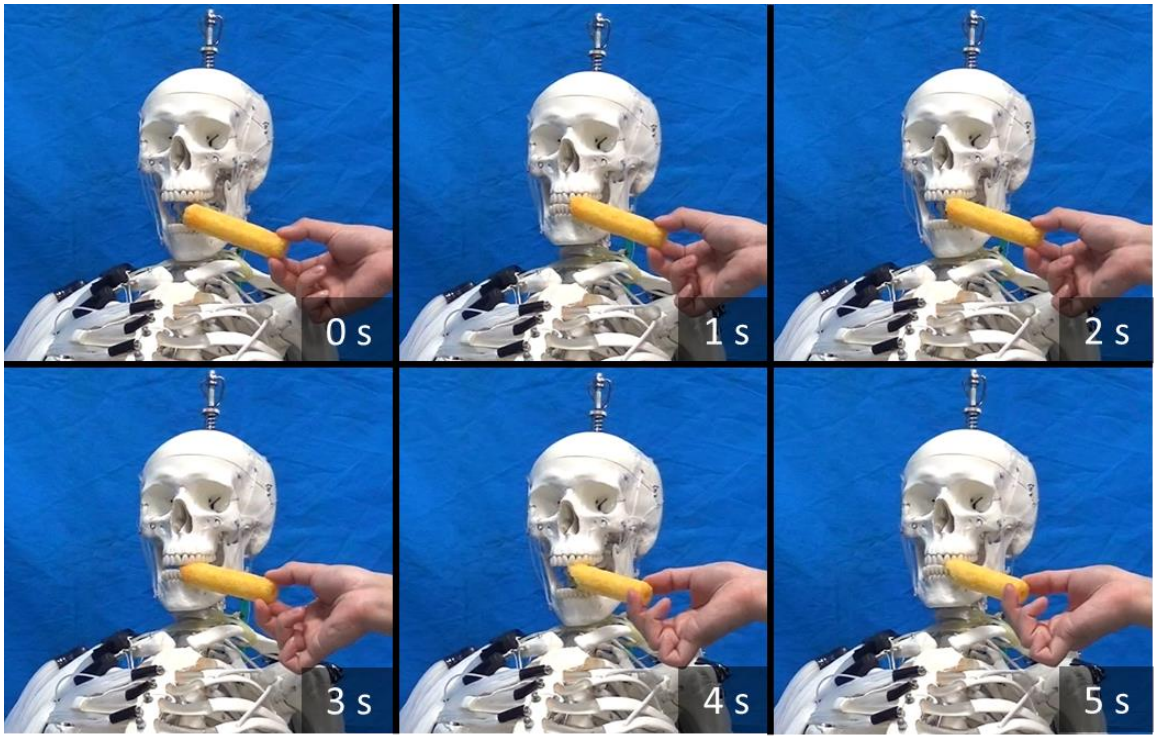


Figure 4.21: Operation of chewing a stick-shaped snack confection by opening and closing the mouth at a cycle of one second.

体幹動作実験

駆動実験では動作別に筋肉を分類してバルブに接続し，背部の筋肉群を 7 種左右独立で 14 自由度，腹部の筋肉群を 3 種 5 自由度とした．この自由度によって腹部の屈曲，頚椎，胸椎，腰椎の各部位における独立な伸展，および体幹の側屈が可能である．事前実験として背部にのみ人工筋を取り付けて頭から吊るした状態で脊柱の伸展と側屈を行った（Figure 4.22, Figure 4.23）．動作実験から脊柱の伸展・側屈可動域を理論最大可動域と比較したものを Table 4.6 に示す．理論最大可動域は受動的にヒトの体幹が動く領域であり，重力による影響や個別の筋力は考慮されていない．腰椎の伸展においてはヒトの可動域を大きく超える動作を確認できたが，拮抗筋となる腹部の筋肉が収縮して屈曲することを考慮して弛んだ状態で取り付けた場合，人間と同等に落ちると考えられる．また，胸椎の伸展は理論値と比較して小さくなったが，肋骨に付着して胸椎の伸展を助ける胸腸肋筋が実装されていないことで筋力が不足したことが原因として考えられる．

次に背部の拮抗筋となる腹部の人工筋も取り付けて寝かせた状態で伸展および屈曲（Figure 4.24），吊るした状態で足を地面に付けて側屈（Figure 4.25），吊るした状態で椅子に座って回旋（Figure 4.26）の動作実験をそれぞれ行った．動作実験から脊柱の伸展・側屈可動域を理論最大可動域と比較したものを Table 4.7 に示す．屈曲可動域は理論値と比較して小さくなったが，実装されていない横隔膜や大胸筋といった呼吸を補助して肋骨を締め

る筋肉を実装することでヒトに近い可動域に改善される可能性がある．回旋運動は頚椎，腰椎においてわずかに確認できた．

上記の動作試験から筋肉自由度を大きくすることで体幹部分の頚部，胸部，腰部を個別に動作できる駆動系によって屈曲・伸展．側屈，回旋という 3 次元におけるヒト動作を実現したことを確認した．

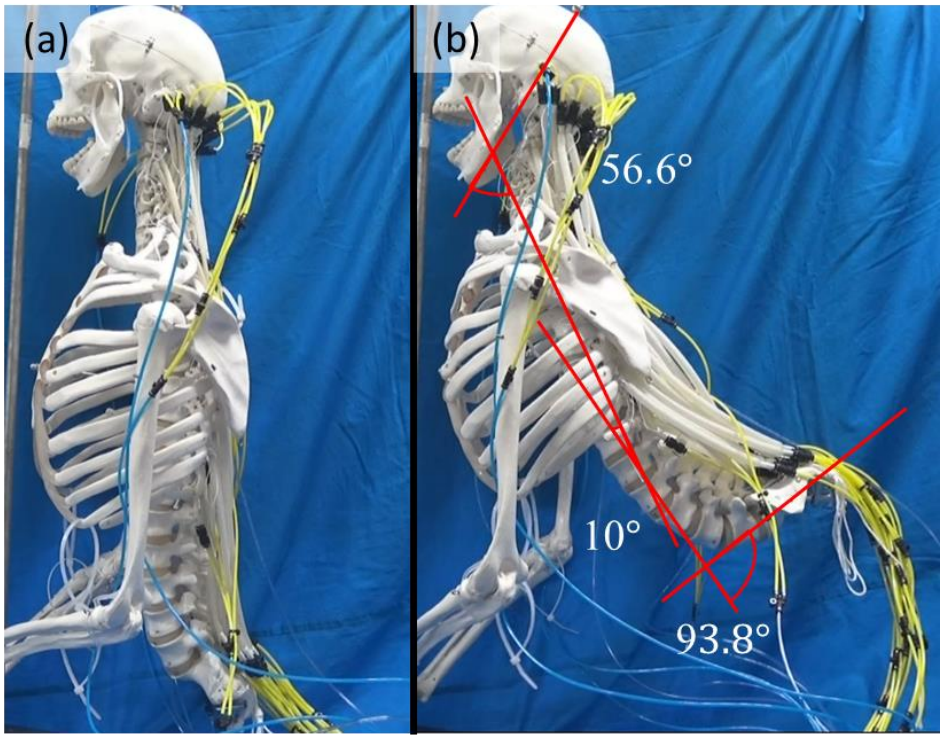


Figure 4.22: Extension of the trunk without abdominal muscles. (a) Natural state. (b) Extension.

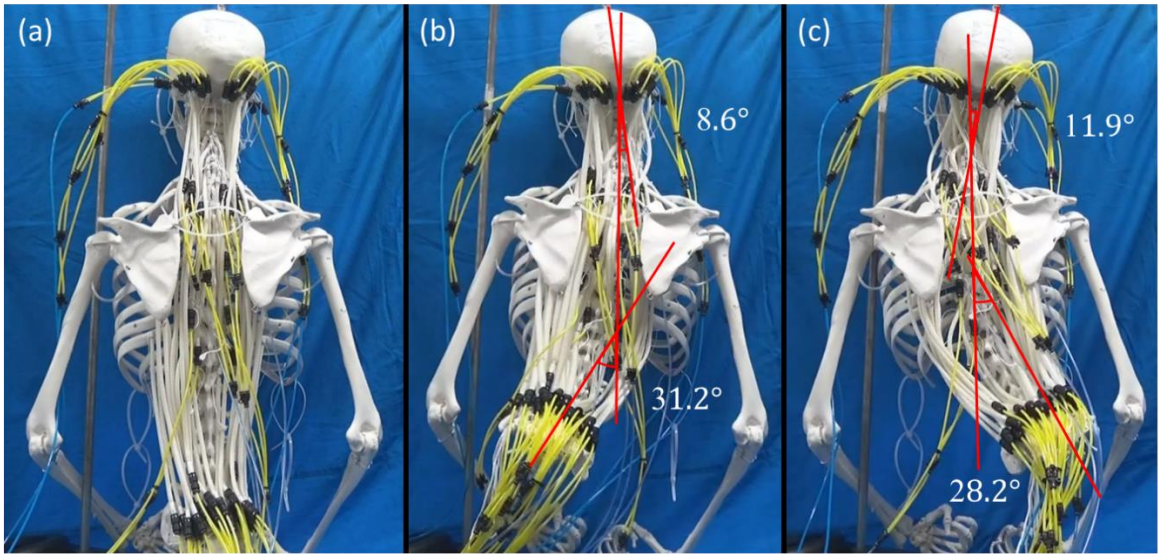


Figure 4.23: Side bending of the trunk without abdominal muscles. (a) Natural state. (b) Left side bending. (c) Right side bending.

Table 4.6: Range of motion of musculoskeletal robot and human trunk without abdominal muscles [84].

	Musculoskeletal robot	Human
Extension of cervical spine	56.6°	55°
Extension of thoracic spine	10°	20°
Extension of lumber spine	93.8°	15°
Right side bending of cervical spine	8.6°	40°
Left side bending of cervical spine	11.9°	40°
Right side bending of thoracic and lumber spine	31.2°	40°
Left side bending of thoracic and lumber spine	28.2°	40°

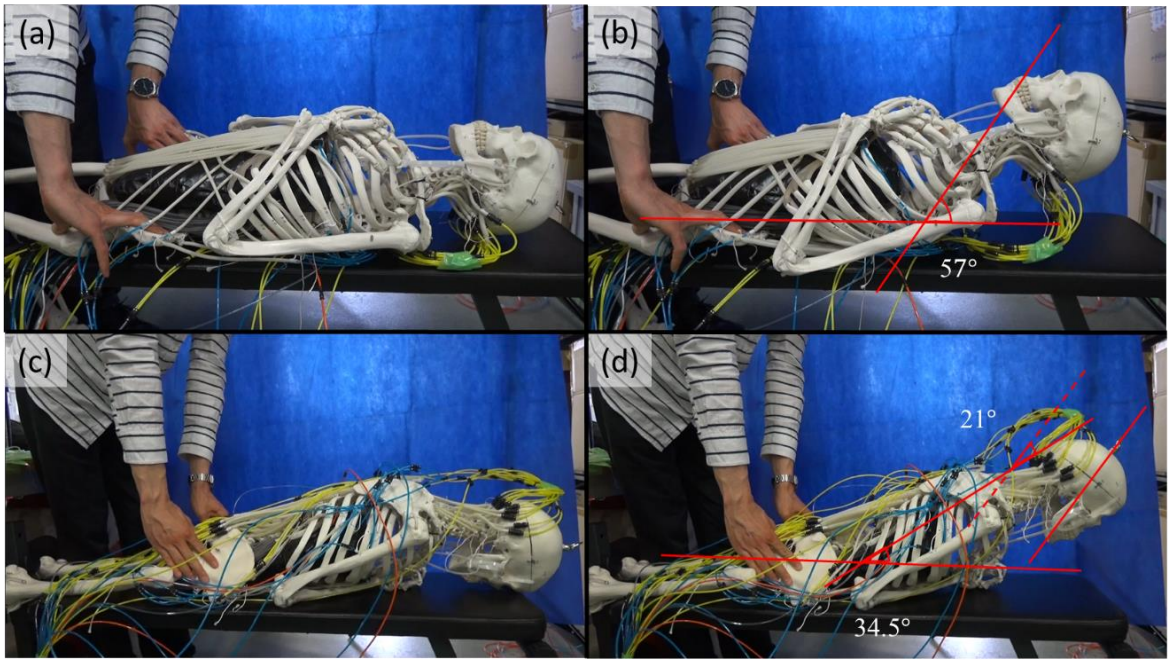


Figure 4.24: Flexion and extension of the trunk. (a) Face up of natural state. (b) Flexion (b) Face down of natural state. (b) Extension.

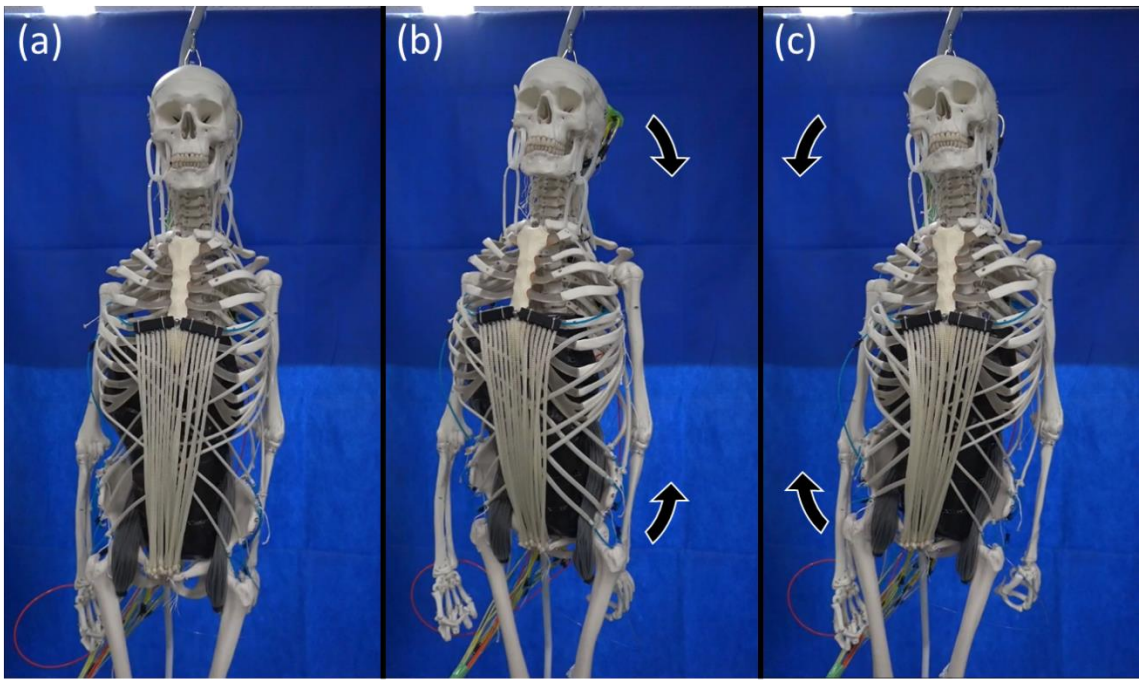


Figure 4.25: Side bending of the trunk. (a) Natural state. (b) Left side bending. (c) Right side bending.

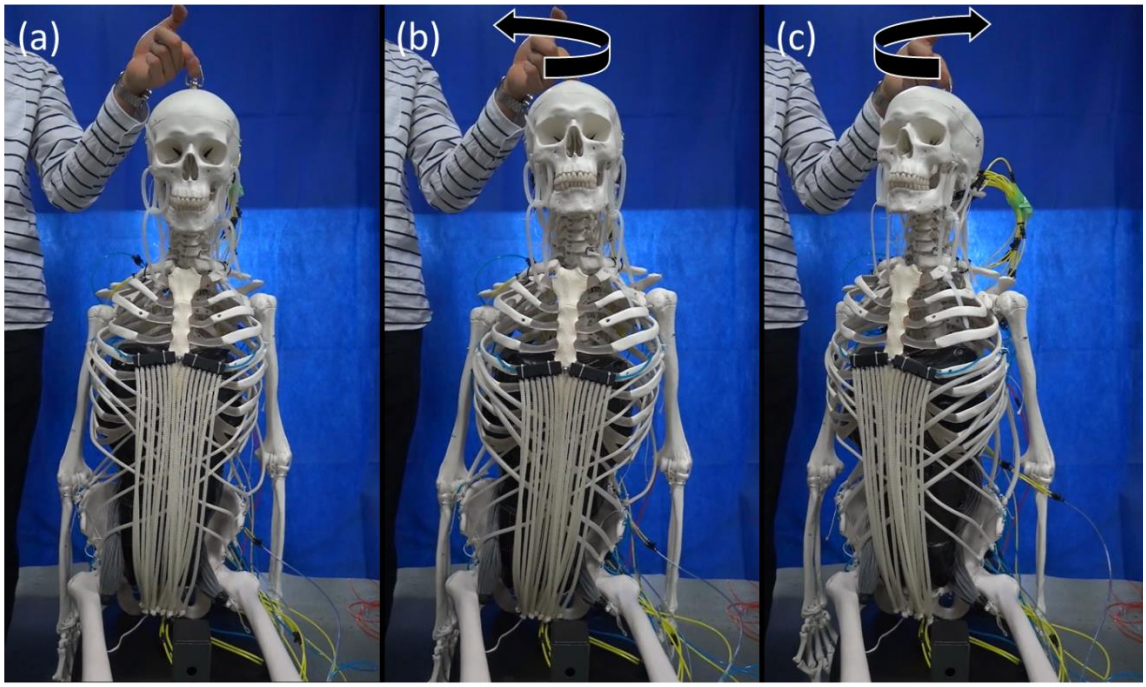


Figure 4.26: Convolution of the trunk. (a) Natural state. (b) Left convolution. (c) Right convolution.

Table 4.7: Range of motion of musculoskeletal robot and human trunk [84].

	Musculoskeletal robot	Human
Extension of cervical spine	21°	55°
Extension of thoracic and lumber spine	34.5°	35°
Flexion of thoracic and lumber spine	57°	80°

下肢動作実験

駆動実験では各筋肉をバルブに接続して 33 種 36 自由度の人工筋で動作実験を行った．Figure 4.27 に股関節が伸展･屈曲，内転･外転，内旋･外旋している様子をそれぞれ示す．股関節の内旋・外旋は動きをわかりやすくするために，膝関節を屈曲させた状態で行った．実験から二関節筋である縫工筋の作用による股関節屈曲時の膝関節のわずかな屈曲を確認した（Figure 4.27 (a)）．動作実験の結果と理論最大可動域と比較したものを Table 4.8 に示す．Figure 4.27 では各動作が確認できるが，Figure 4.10 に示すように股関節の内旋に作用する筋肉は屈曲・外転にも強く作用するため複合的な動作になっている．動作試験から筋骨格ロボットによってヒトと完全に同じ可動域ではないものの，股関節における伸展･屈曲，内転･外転，内旋･外旋の個別動作と二関節筋の作用による膝関節の屈曲の実現を確認した．

膝関節が伸展･屈曲，下腿の内旋･外旋している様子を Figure 4.28 に，動作実験の結果と理論最大可動域と比較したものを Table 4.9 にそれぞれ示す．実験から下腿屈曲時のみ下腿が回旋する終端強制回旋機構（Figure 4.28 (c), (d)）と大腿直筋による膝関節伸展時の股関節のわずかな屈曲（Figure 4.28 (a)）を確認した．動作試験から筋骨格ロボットによってヒトに近い可動域の伸展･屈曲，下腿の内旋･外旋の個別動作と二関節筋の作用による膝関節の屈曲の実現，および終端強制回旋機構の発現を確認した．

Figure 4.29 に足関節が底屈･背屈，内返し･外返ししている様子をそれぞれ示す．動作実験の結果と理論最大可動域と比較したものを Table 4.10 に示す．内返し・外返し動作から足がしなるような筋骨格特有の動作を確認することができた．また，二関節筋である腓腹筋によって底屈時に膝関節がわずかに屈曲する作用も確認した（Figure 4.29 (b)）．

下肢の動作試験から筋骨格駆動系に基づいた下肢の設計と多繊維能動構造体を適用によって開発された筋骨格ロボットによって各関節の個別動作，二関節筋による 2 つの関節動作，膝関節の終端強制回旋機構，足の内外返しが実現したことを確認した．

以上の動作実験からヒトと同様の動作をするヒト型ロボットの設計手法として本研究で提案した筋骨格構造に基づいた設計手法は有用であるといえる．

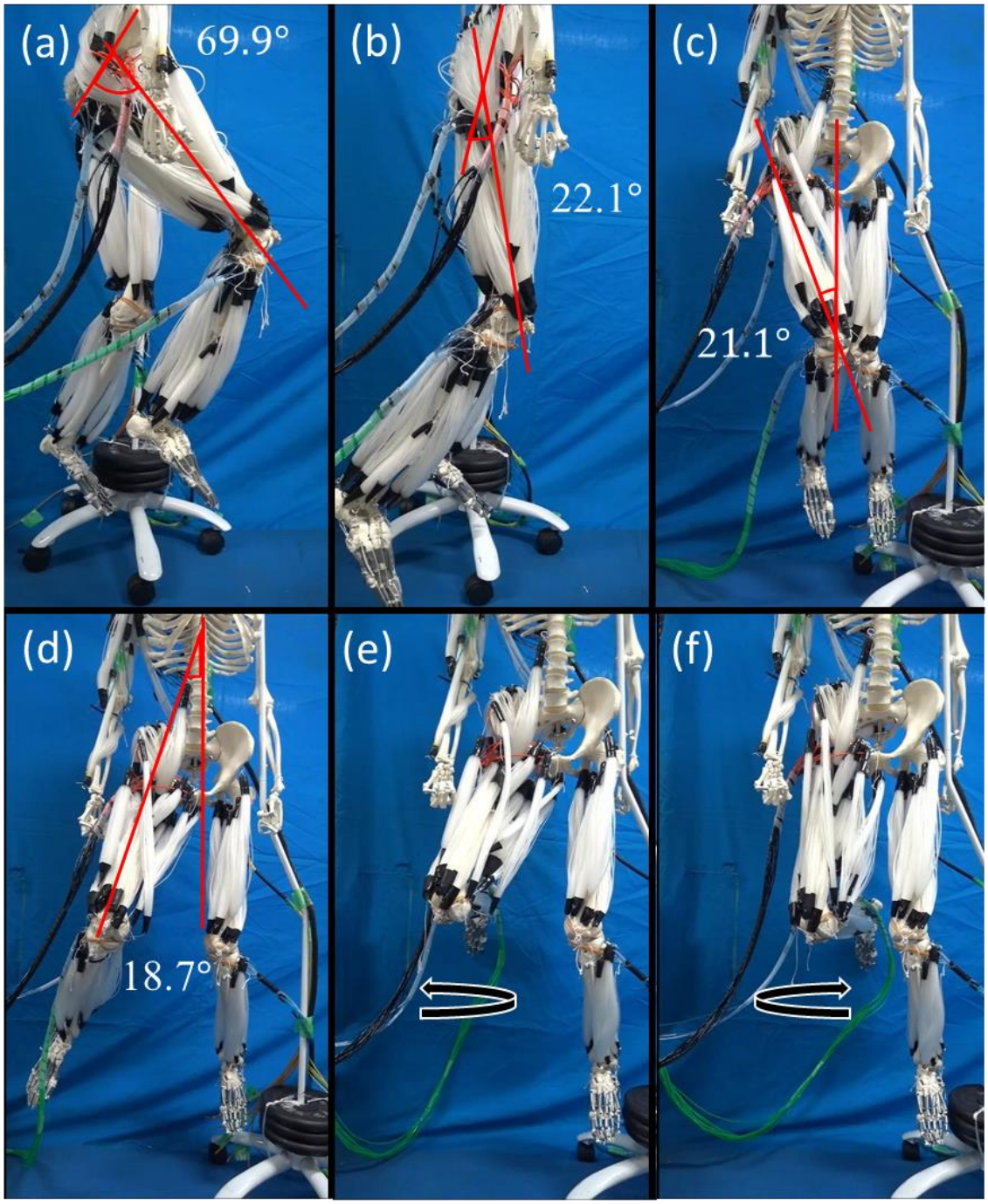


Figure 4.27: Hip motion of musculoskeletal robot. (a) Flexion. (b) Extension. (c) Adduction. (a) Abduction. (b) External rotation. (c) Internal rotation.

Table 4.8: Range of motion of musculoskeletal robot and human hip joints [84].

	Musculoskeletal robot	Human
Extension	69.9°	120°
Flexion	22.1°	-20°
Adduction	21.1°	25°
Abduction	18.7°	40°

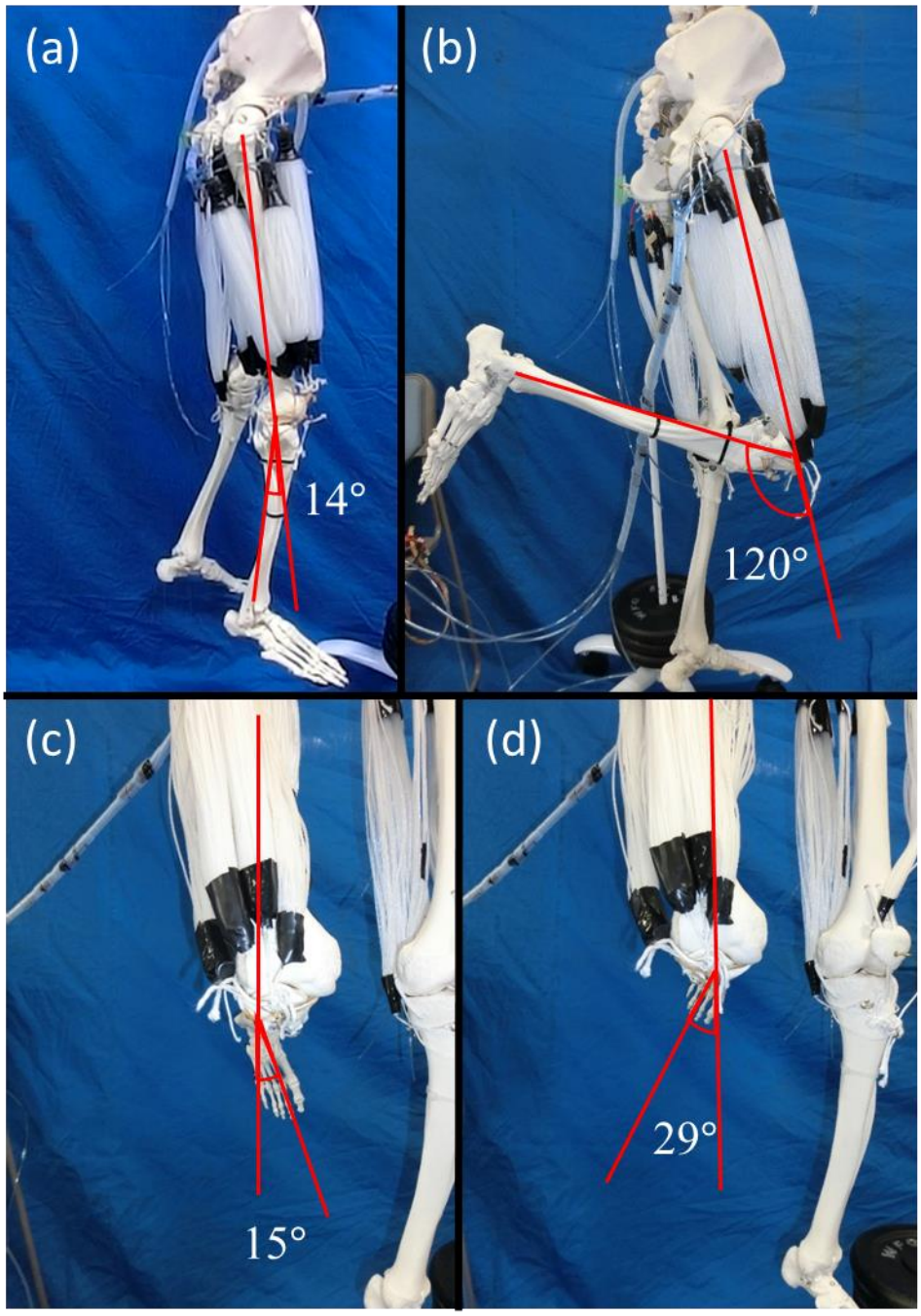


Figure 4.28: Knee motion of musculoskeletal robot. (a) Extension. (b) Flexion. (c) Internal rotation. (a) External rotation.

Table 4.9: Range of motion of musculoskeletal robot and human knee joints [84].

	Musculoskeletal robot	Human
Extension	120°	130°
Flexion	14°	0°
Internal rotation	15°	10-20°
External rotation	26°	20-30°

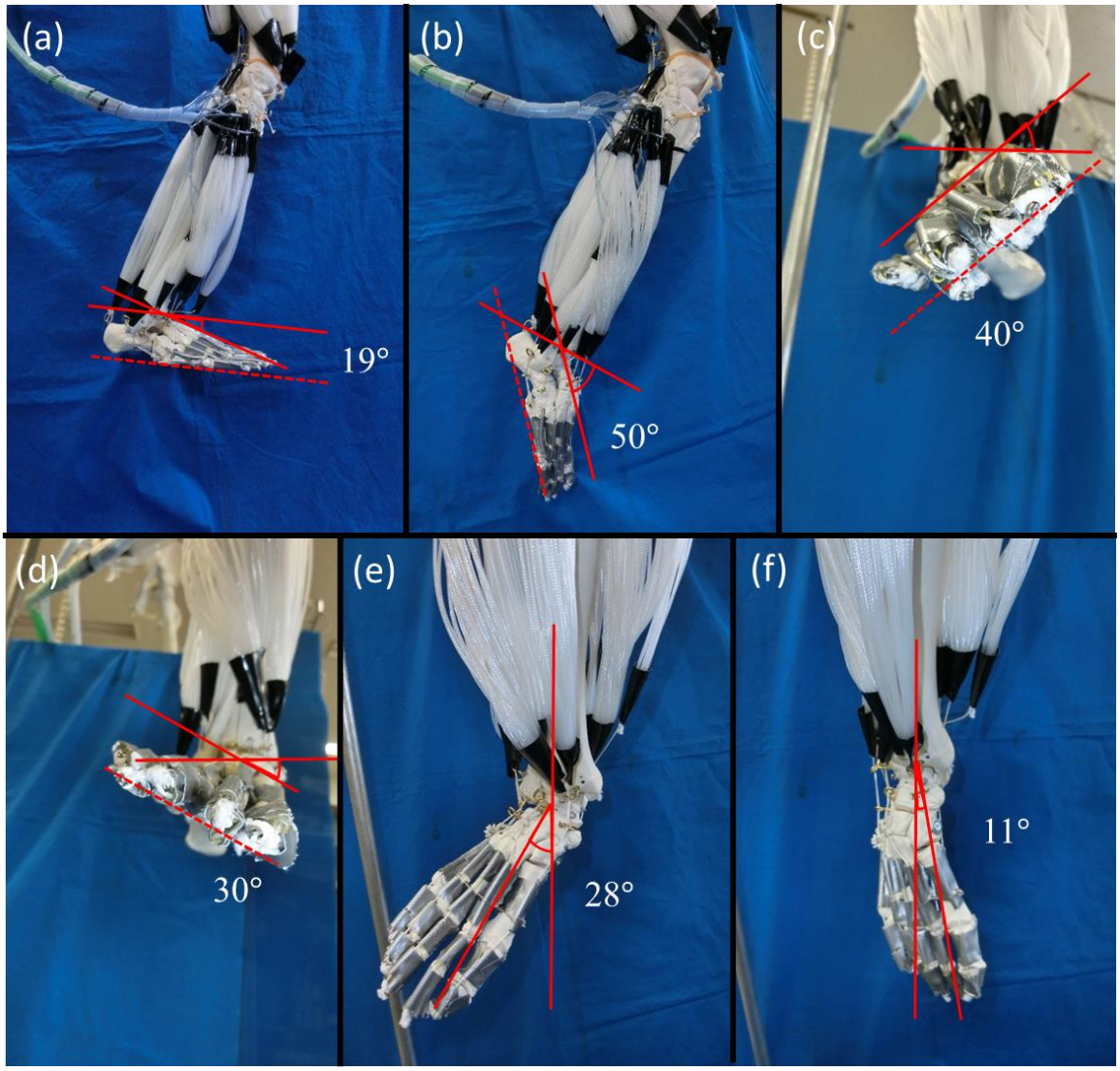


Figure 4.29: Ankle motion of musculoskeletal robot. (a) Dorsal flexion. (b) Plantar flexion. (c) Pronation. (d) Supination. (e) Adduction. (f) Abduction.

Table 4.10: Range of motion of musculoskeletal robot and human ankle joints [84].

	Musculoskeletal robot	Human
Dorsal flexion	120°	130°
Plantar flexion	14°	0°
Pronation	15°	10-20°
Supination	26°	20-30°
Adduction	11°	10°
Abduction	28°	20°

4.3.3. 足部アーチ構造のコンプライアンス特性

筋骨格構造特有の筋肉収縮による足部アーチ構造の可変剛性が開発した筋骨格ロボットでも機能するか確かめるためにコンプライアンス特性を測定した．28 個の骨から構成される足部は靭帯と腱，筋肉によってアーチ構造を有しており，歩行や運動時にアーチ構造が衝撃を吸収・分散（トラス機能）することで足や膝，腰への負担を軽減する．足には土踏まず部分の最も大きな内側縦アーチ，小指側の小さな外側縦アーチ，中足部の横アーチという 3 つのアーチ構造がある[85]．足部に荷重が加わったとき，内側縦アーチを支えている足底腱膜が緊張して足部の受動的剛性を高めているため，内側縦アーチ構造の足部コンプライアンス変化に与える影響は重要である（Figure 4.30）[162]．能動的に内側縦アーチ構造のコンプライアンスを変化させる主な筋肉は後脛骨筋と長腓骨筋であることが臨床実験[77]から明らかになっている．この 2 つの筋肉は共に足関節を底屈させるが，内外返し動作では拮抗するように作用する．筋骨格ロボット足部の駆動系において可変剛性および衝撃吸収・分散を確かめるために足部アーチ構造の外力に対する変位を測定してコンプライアンス特性とエネルギ散逸率（EDR, Energy Dissipation Rate）を求める．エネルギ散逸率は加重・除荷をする過程で損失したエネルギを示し，足部のアーチ構造が外力によるエネルギをどれだけ吸収・分散したかを表す指標である．荷重を加えたときに蓄えられるエネルギをE_{store}，除荷したときに放出されるエネルギを$E_{release}$とすると式(4.1)のように定義され，加重・除荷ループで囲まれた面積，すなわちヒステリシスの大きさに比例する[163]．

$$EDR = \frac{E_{store} - E_{release}}{E_{store}} \tag{4.1}$$

足部アーチ構造を再現するために PBO（ポリパラフェニレンベンズオキサゾール）繊維（ザイロン）とシリコーンゴム製の足底腱膜を足部に実装し（Figure 4.31 (a)），測定には人工筋の力学特性を計測した X 軸ステージをおよびフォースゲージを用いた．実験は筋肉を収縮させない場合，後脛骨筋を収縮させた場合，長腓骨筋を収縮させた場合，後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させた場合の 4 つについてそれぞれコンプライアンス特性を測定した．実験では下腿上部を X 軸ステージに固定し，10 N の初期圧縮力を加えた状態を初期状態とした（Figure 4.31 (b)）．人工筋を収縮させて実験する場合は空圧 0.25 MPa を印加した後に前述のセッティングを行い，測定中は一定の空圧を印加して常に収縮している状態とした．1 mm/s で X 軸ステージを動かして圧縮力を加え，荷重 200 N を超えた後に 1 mm/s で X 軸ステージを動かして除荷し，初期位置に戻すことでコンプライアンス特性を測定した．

筋肉を収縮させない場合，後脛骨筋を収縮させた場合，長腓骨筋を収縮させた場合，後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させた場合の 4 条件おける足部コンプライアンス特性の比較を Figure 4.32，荷重 200 N における変位とエネルギ散逸率を Table 4.11 にそれぞれ示す．実験結果からアーチ構造に関与する筋肉を収縮させることで変位を小さくする，すなわち剛性を高めることに成功した．

筋肉が作用していない場合の剛性が一番小さく，後脛骨筋が長腓骨筋よりも足の剛性を高めるという実験結果は臨床実験[77]の結果と一致している．先行研究では筋肉の収縮によって中足骨が隣接する骨と固定されることで剛性が高まると議論されているが，実際の筋骨格ロボットでも筋肉の収縮によって中足骨からに隣接する骨が固められる現象を確認し，これが足の剛性を高めていると考えられる．臨床実験の結果と異なる点として後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させたときのコンプライアンス変化が挙げられる．臨床実験の結果では後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させるとそれぞれを単体で収縮させたときの変位の中間になると報告されており，後脛骨筋と長腓骨筋は内返し外返し動作において拮抗筋の関係になっていることで互いの収縮力を打ち消すような作用があると議論されている．これに対して開発した筋骨格ロボットにおいては後脛骨筋と長腓骨筋を同時に収縮させると変位が最も小さいなっている．関節動作試験において後脛骨筋は内返し，長腓骨筋は外返しにそれぞれ作用することを確認していることから，収縮力が作用する方向はヒトと同じであるといえる．前述したように先行研究では筋収縮による中足骨のロックメカニズムが剛性を高めることに寄与していると議論されているが，解剖学的には後脛骨筋と長腓骨筋は両者共に腱を介して中足骨に付着しており，腱の配置から考えると力の足し合わせによって中足骨から踵骨にかけての骨を固める作用を持つ．これらの結果から 2 つの筋肉を収縮させたときのコンプライアンス変化は足部のその他の靭帯，筋肉，腱による影響を受けていることが示唆される．EDR は足部アーチ構造の剛性が大きくなるほど小さくなるという結果になった．これは人工筋の収縮が足部の剛性を高めてエネルギ散逸が小さくなるように作用したと考えられる．今回の実験では人工筋の空圧に由来したばねダンパ作用が働かないような低速（1 mm/s）で変位させたことでエネルギ散逸が起こらなかったが速度を大きくすることでばねダンパ作用が働くことが予想される．

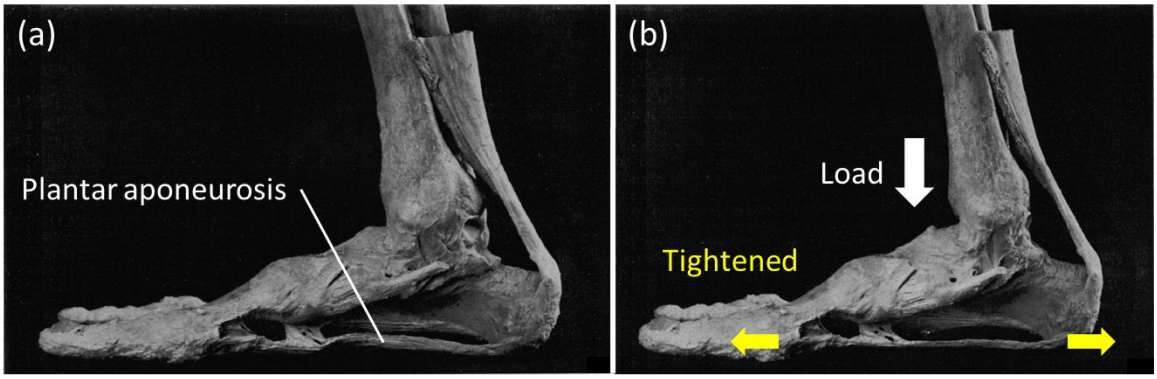


Figure 4.30: Ligamentous specimen of a human right foot cited from [162] and added legends. (a) Plantar aponeurosis becomes slack and wavy with no load. (b) Planter aponeurosis is tightened support the arch with load.

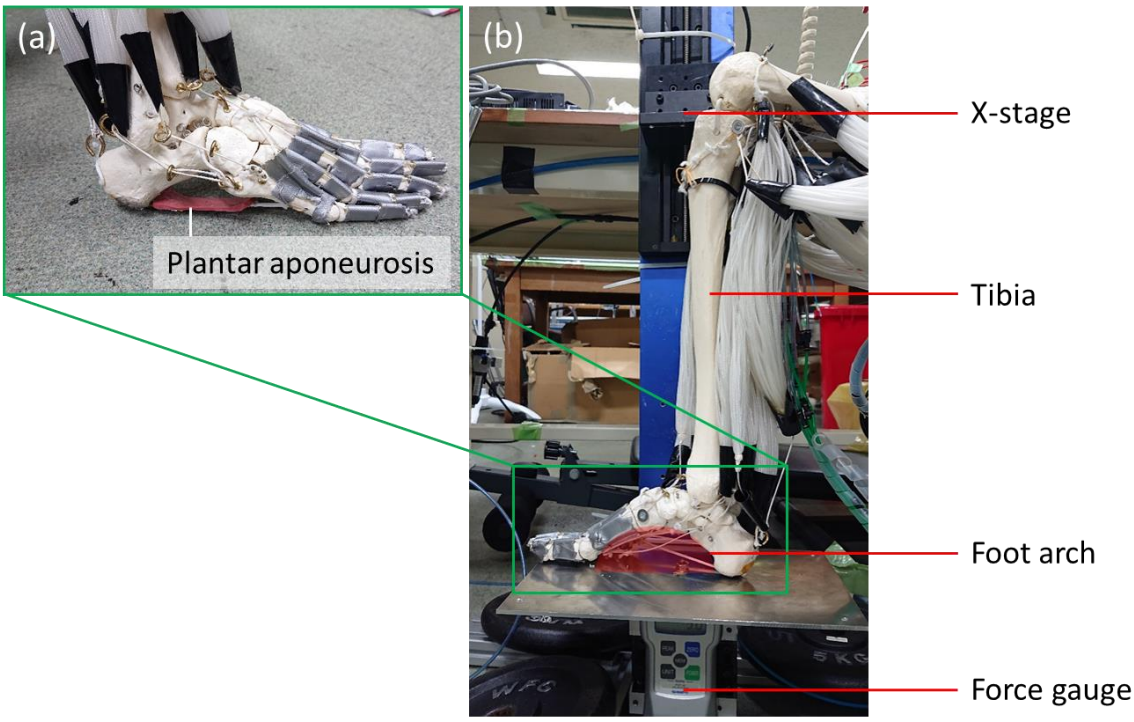


Figure 4.31: Experimental setup measuring foot arch compliance of the musculoskeletal robot. (a) Foot arch structure retained by plantar aponeurosis. (b) Experimental instrument.

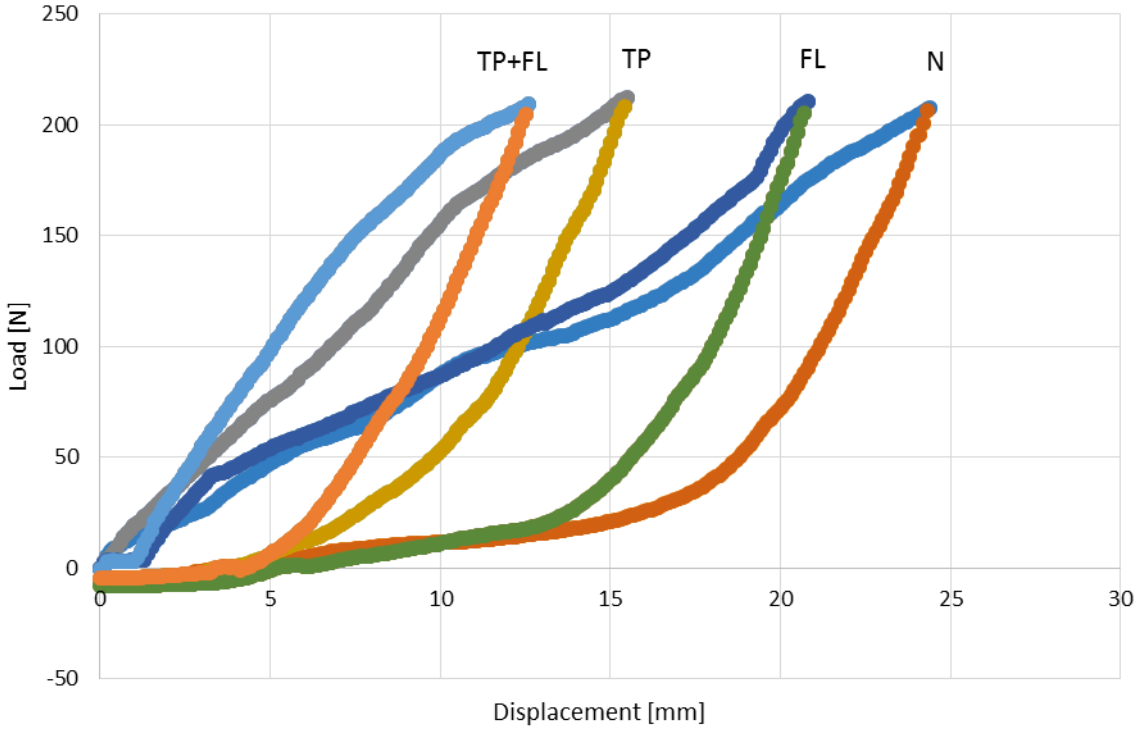


Figure 4.32: Change in the foot arch compliance, N: before muscle contraction, TP: after contraction of tibialis posterior, FL: after contraction of fibularis longus, TP+FL: after contraction of both tibialis posterior and fibularis longus.

Table 4.11: Comparison of displacement of the foot with 200 N and EDR.

	Displacement with 200 N	EDR
No muscle contraction	23.6 mm	64.7%
Tibialis posterior contraction	14.4 mm	57.4%
Fibularis longus contraction	20.2 mm	64.2%
Tibialis posterior and fibularis longus contraction	11.4 mm	56.1%

4.4. まとめ

I. 軽量で形状柔軟性のある多繊維能動構造体を適用し，筋肉自由度，筋配置および骨格構造の観点からヒトの筋骨格駆動系を模倣したヒト型筋骨格ロボットの設計手法を提案した．

II. 上記の設計概念を用いてヒト型筋骨格ロボットの顎関節，体幹，下肢を開発し，ヒトと比較して顎関節で 100 %，体幹で 29.4 %，下肢で 85.7 %の MNR を実現した．筋肉自由度はこれまでのヒト型筋骨格ロボット下肢と比較して 50 %向上し，60% < MNR, MNR = RR となる筋骨格ロボット下肢の開発に成功した．

III. 開発した筋骨格ロボットの動作試験から医学的に明らかになっている筋肉収縮の組み合わせによってヒトの動作メカニズムを再現できることを示した．顎関節の動作試験において口の開閉と左右へのすりつぶし動作を実現した．体幹の能動的動作においては屈曲・伸展，側屈，回旋動作を実現した．下肢にある股関節では屈曲・伸展，内外転，回旋の動作を，膝関節では屈曲・伸展，回旋の動作を，足関節においては背屈・底屈，内外返しをそれぞれ実現した．また，二関節筋による 2 つの関節動作，膝関節の終端強制回旋機構を筋骨格駆動系で実現したことを実験で示した．ヒトと同様の動作をするヒト型ロボットの設計手法として本研究で提案した筋骨格構造に基づいた設計手法は有用であるといえる．

IV. 足部アーチ構造の可変剛性を筋骨格駆動系で実現した．足部アーチ構造の剛性変化に関与する後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させ，低速条件において筋肉の収縮に対してコンプライアンスおよびエネルギ散逸率が変化することを示した．後脛骨筋と長腓骨筋をそれぞれ単体で収縮させた場合はヒトと同様の特性変化を示したが，両者を収縮させた場合はヒトと比較して剛性が大きく増加した．測定の結果からヒトと異なる特性変化について議論し，原因を推定した．

5. 結論

5.1. 本研究の成果

本論文では細径人工筋の高い出力重量比と形状柔軟性に着目し，これを多繊維化することで軽量かつ高出力で形状柔軟性を実現する多繊維能動構造体を考案した．多繊維化による影響を理論モデルと実験の両面から検討し，筋繊維間干渉によって収縮率が向上することを明らかにした．また，理論モデルから収縮特性変化に関与する設計変数を推定し，実験的に検証することで設計変数が収縮特性に与える影響を明らかにした．多繊維能動構造体を従来の人工筋および能動織布と比較して収縮率，軽さ，出力重量比，形状柔軟性の観点で優れていることを示した．開発した多繊維能動構造体の出力重量比，コンプライアンス特性，形状柔軟性に着目し，これを適用したヒトの筋骨格駆動系を模倣した骨格構造，冗長駆動系，コンプライアンス特性を有するヒト型筋骨格ロボットの設計手法を提案し，顎関節，体幹，下肢の開発および動作実験を行った．開発したヒト型筋骨格ロボットは従来の筋骨格ロボット機構では達成できなかった筋肉自由度を実現し，動作試験においてヒトの諸動作および足部アーチ構造の可変剛性を実現したことを示した．

第 1 章「序論」では，軽量かつ柔軟な空圧人工筋とヒト型筋骨格ロボットが求められる背景および従来研究の課題を述べ，本研究の位置づけと目的を明らかにした．

第 2 章「細径人工筋の力学特性解明と定式化」では，ロボット適用に向けた細径人工筋の製作方法を提案し，形状柔軟性を示した．実験的に細径人工筋の収縮力，収縮率，径方向膨張率，コンプライアンス特性に関する力学特性を明らかにし，最大印加圧 0.55 MPa において最大収縮力 22.1 N，最大収縮率 27.2%，径方向膨張率 158%であることを確認した．実験から得られた細径人工筋の力学特性を元に，実験式が細径人工筋の収縮力と軸方向収縮率に適用できるだけでなく，体積変化に関する実験式を用いて径方向膨張率にも適用できることを示した．また，細径人工筋の破壊機構を明らかにし，2 種の繰り返し曲げ耐久試験法を提案した．繰り返し曲げ耐久試験では細径人工筋が曲げた状態で 100 万回の収縮動作に耐えうることを示した．

第 3 章「多繊維能動構造体の開発と筋繊維干渉メカニズムの解明」 では，ロボット応用に向けた並列構造人工筋と能動織布を考案し，多繊維化されたアクチュエータの端部処理法および送気系の設計手法を確立した．また，細径人工筋のみを用いて多繊維化することで形状応用や織布化する方法を考案し，これら多繊維能動構造体が細径人工筋と同等の形状柔軟性があることを示した．多繊維化の収縮特性に与える影響を明らかにするために並列構造と三つ編み構造に分類して力学特性についてモデリングを行い，収縮特性の理論式，多繊維化によって収縮率が向上すること，収縮特性に影響を与えるパラメータが並列構造においては束ねた本数と人工筋のアスペクト比，三つ編み構造においては編み目の密度であることを明らかにした．上記から明らかになった収縮特性に影響を与えるパラメータを設計変数とした実験を行い，その結果と理論式を比較して収縮特性の傾向が一致していることを確認した．

並列構造人工筋においては束ねた本数と人工筋のアスペクト比が大きいほど，三つ編み構造においては編み目が密なほど収縮率が増加する傾向になった．しかしながら，収縮率増加モデルには筋繊維間の摩擦や人工筋の変形および長さの不均一さが考慮されていないため，三つ編み構造では編みの粗密度によって理論値と実験値に差が出た．これら実験値と理論式の誤差要因を疎密度別に同定した. 特性試験の最大印加圧 0.50 MPa において 10 本の細径人工筋からなる並列構造人工筋の最大収縮力は 159.8 N であり, 最大収縮率は 29%で単体と比較して収縮率は 11%増加した．最大印加圧 0.40 MPa において細径人工筋 12 本からなる三つ編み能動織布の最大収縮力は 131.4 N, 最大収縮率は 29.6%で単体と比較して 22%増加した．この実験結果を元に従来の人工筋および能動織布と比較して収縮率，軽さ，質量エネルギ密度，形状柔軟性の観点で優れているアクチュエータであることを示し，従来の織布化による収縮率低下問題も解決した．

第 4 章「ヒト型筋骨格ロボットの開発」では，従来の筋骨格ロボットはアクチュエータの取り付け密度の問題から筋肉自由度を大きく取れないという問題があったが，軽量で形状柔軟性のある多繊維能動構造体を適用することでこれを解決した．筋肉自由度，筋配置および骨格構造の観点から，ヒトの骨格と多繊維能動構造体を用いてヒトの筋骨格駆動系を模倣したヒト型筋骨格ロボットの設計手法を提案した．この設計概念を用いてヒト型筋骨格ロボットの顎関節，体幹，下肢を開発し，ヒトと比較して顎関節で 100 %，体幹で 29.4%，下肢で 85.4%の筋肉数を再現した．筋肉自由度はこれまでのヒト型筋骨格ロボット下肢と比較して 50 %向上し，60% < MNR, MNR = RR となる筋骨格ロボット下肢の開発に成功した．開発した筋骨格ロボットの動作試験から医学的に明らかになっている筋肉収縮の組み合わせによってヒトの動作メカニズムを再現できることを示した．顎関節の動作試験において口の開閉と左右へのすりつぶし動作を実現した．体幹の能動的動作においては屈曲・伸展，側屈，回旋動作を実現した．下肢にある股関節では屈曲・伸展，内外転，回旋の動作を，膝関節では屈曲・伸展，回旋の動作を，足関節においては背屈・底屈，内外返し諸動作をそれぞれ実現した．また，二関節筋による 2 つの関節動作，膝関節の終端強制回旋機構を筋骨格駆動系で実現したことを実験で示した．従来の筋骨格ロボット足部アーチ構造は足部の骨がリンクになっていたため，骨同士の干渉による足部アーチ構造の剛性変化は再現できなかったが，足部アーチ構造をヒトと同様の骨格構造とすることでコンプライアンス特性実験において剛性変化に関与する後脛骨筋と長腓骨筋を収縮させて力学特性変化を測定し，筋肉の収縮に対してコンプライアンスおよびエネルギ散逸率が変化することを確認した．

5.2. 今後の展望

本研究では出力重量比と形状柔軟性が高くコンプライアンス特性を有した多繊維能動構造体をヒトの筋骨格構造に適用することで，これまでにない筋肉自由度を有したヒト型筋骨格ロボットの実現に成功した．多繊維能動構造体は本論文で示した生体筋肉や布を模倣したものだけでなく，これを糸として様々な形状を創出することができ，さらなる収縮率増加や任意の力学特性を有するアクチュエータを開発できる可能性がある．また，アクチュエータの

特性を生かして筋骨格ロボットだけでなく，アシストスーツやリハビリ器具にも適用可能性がある．

本研究で開発したヒト型筋骨格ロボットは筋肉の冗長性やコンプライアンス特性，筋骨格構造に着目して模倣を行い,医学的な知見から筋肉の収縮を決定して個別動作を実現したが,歩行，跳躍，立ち上がり動作などの日常動作に筋肉がどのように作用しているかも医学的に明らかにされている．本研究で開発した筋骨格ロボットに実装された筋肉を上記の知見に従って収縮させることでヒトと同様の日常動作ができると考えられる．逆に，筋骨格ロボットがヒトの諸動作が実現できるのであれば，医学的仮説に留まっているヒト動作の原理を実世界で検証するプラットフォームになり得る．ゆえに，将来的には本研究で開発された筋骨格ロボットはヒトの制御則を実証するプラットフォームやヒトを対象にした臨床試験の代替としてロボットのハードウェア研究に留まらず，その他の学術発展に貢献することが期待される．これらを実現するためにはヒトの構造をより完全に模倣する必要があり，機械的特性の近い靭帯や腱の選定，内臓や脂肪，皮膚といった筋骨格以外の要素にも着目して開発を進めるべきである．筋肉の制御に関しても，本研究では提案した筋骨格ロボットを医学的に知られている動作に関与する筋肉をグループ別に収縮させて望んだ動作の生成を実現したが，ヒトと同様の動作を実現するためにはソレノイドバルブをアナログバルブに置き換えて PWM 制御で人工筋の収縮力や収縮量を制御できるようにする必要がある．また，センサを内蔵することで外部からの刺激に対して筋肉を収縮させ，反射動作ができるようにすることも重要である．

本論文では多繊維能動構造体と筋骨格ロボットに関して静的な力学特性を明らかにした一方で，動的な特性に関しては実験や考察をしていない．足部アーチ構造のコンプライアンス特性は低速で実験を行ったが，跳躍して着地したときのような高速の変位が生じるような場合は人工筋の空圧ダンパ作用によって衝撃が吸収・分散する作用が得られる可能性がある．これは空圧人工筋の動特性と合わせて今後明らかにする必要がある．

筋骨格が脊椎動物に共通の駆動機構であることを考えると，筋骨格構造を有するその他の生物についても検討した筋骨格ロボットの設計手法は適用可能であると考えられる．生体筋肉の特性に着目すると，生体筋肉は筋繊維の長さ，方向，断面積，構成（速筋または遅筋）によって収縮力，収縮率，収縮速度が異なり，ヒトを含めて動物はそれぞれが得意する動作に合わせて筋肉が特化している．3 章で述べたように多繊維能動構造体は長さ，方向，断面積（人工筋の本数）を自由に設計できるため，多様な生物の筋肉として適用できる可能性があるが，多繊維化することで作動流体の体積が増加するため，収縮速度は低下することが予想される．上記の議論と多繊維能動構造体が生体筋肉よりも大きな発生力を持つことから，ワニの顎やゴリラの手といった大出力な筋骨格に適応性が高いと考えられる．

付録

A) 筋肉自由度の定義に関する議論

研究の位置づけと目的で述べたように本研究では筋肉自由度を起始・停止の位置（筋肉の端点）が異なり，神経から独立して指令を受けて活動する筋肉を 1 つの独立した筋肉としたときの筋肉の数として定義した．ヒトには上双子筋と下双子筋，大腰筋と小腰筋のようにある動作に対して同じように作用する筋肉があるが，骨格に付着する部分が異なるため収縮力が作用する方向も異なり，機構学的にも異なる作用を持つといえる．こうした筋肉の組があるのは骨格筋が動作だけでなく関節の剛性変化にも作用するためであり，関節の安定性に寄与している．例外として小腰筋は大腰筋の分束であり，約半数のヒトが欠如しているということが解剖学的に知られているが，骨格筋が全く同じ部位に起始・停止を持ち，かつ同じ作用をするものは存在しない．また，歩行などの動作において同じタイミングで収縮する筋肉の組は存在するが，筋電として計測される収縮量を決定付ける神経系からの指令値は異なっており，筋肉がそれぞれ独立に制御されていることを示している．上記の筋肉の分類は解剖学的な筋肉の分類に対応しており，独立した筋肉にはそれぞれ個別の名称が付けられている．これら知見から筋肉自由度を本付録冒頭のように定義した．

B) 並列構造人工筋の収縮率増加の理論式の導出

3.1.2 における並列構造人工筋のモデル I から導出される収縮率増加の理論式は以下のように求められる．

$$\varepsilon_h = 1 - \frac{l}{l_0}$$

$$= 1 - \frac{l_0(1-\varepsilon_l) - n\varepsilon_r d_0}{l_0}$$

$$= \varepsilon_l + n\varepsilon_r \frac{d_0}{l_0} \tag{3.1}$$

モデル II の収縮率増加に関する理論式は Figure apx. 1 に示すように多繊維人工筋の外形が作る三角形に着目して，導出は以下のようになる．

$$l_0(1-\varepsilon_h) = \sqrt{l_0^2(1-\varepsilon_l)^2 - (n\varepsilon_r d_0)^2}$$

$$1-\varepsilon_h = \sqrt{(1-\varepsilon_l)^2 - \left(n\varepsilon_r \frac{d_0}{l_0}\right)^2}$$

$$\varepsilon_h = 1 - \sqrt{(1-\varepsilon_l)^2 - \left(n\varepsilon_r \frac{d_0}{l_0}\right)^2} \tag{3.2}$$

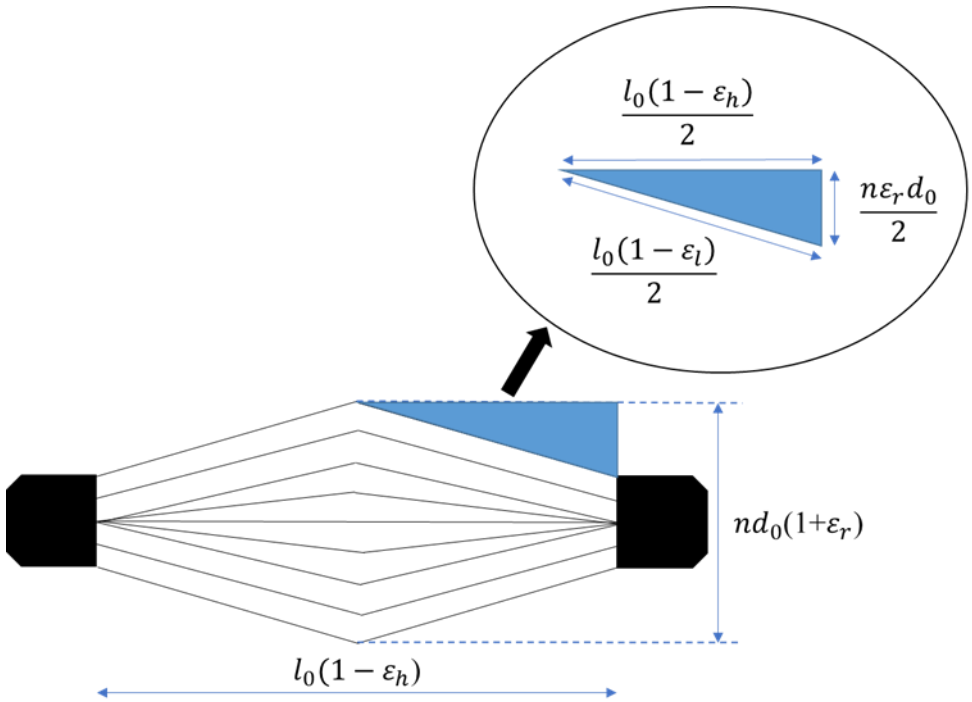


Figure apx. 1 Detailed schematic Model II in a two-dimensional plane.

C) 三つ編み構造に基づいた能動織布の理論式の導出

3.2.2 における収縮率増加の理論式の導出は以下のようになる.

$$\varepsilon_h = 1 - \frac{h}{h_0}$$

$$= 1 - \frac{\sqrt{l_0^2(1-\varepsilon_l)^2 - 4d_0^2(1+\varepsilon_r)^2}}{\sqrt{l_0^2 - 4d_0^2}} \tag{3.6}$$

$$= 1 - \frac{\sqrt{(h_0^2+4d_0^2)(1-\varepsilon_l)^2 - 4d_0^2(1+\varepsilon_r)^2}}{h_0}$$

$$= 1 - \frac{\sqrt{h_0^2(1-\varepsilon_l)^2 + 4d_0^2\{(1-\varepsilon_l)^2 - (1+\varepsilon_r)^2\}}}{h_0}$$

$$= 1 - \frac{\sqrt{h_0^2(1-\varepsilon_l)^2 - 4d_0^2(2-\varepsilon_l+\varepsilon_r)(\varepsilon_l+\varepsilon_r)}}{h_0}$$

$$= 1 - \frac{\sqrt{h_0^2(1-\varepsilon_l)^2 - 4d_0^2(2-\varepsilon_l+\varepsilon_r)(\varepsilon_l+\varepsilon_r)}}{h_0}$$

$$= 1 - \sqrt{(1-\varepsilon_l)^2 - 4(2-\varepsilon_l+\varepsilon_r)(\varepsilon_l+\varepsilon_r)\frac{d_0^2}{h_0^2}} \tag{3.7}$$

D) 4.8 mm 細径人工筋の力学特性

脊柱の骨格筋として使用した外径 4.8 mm 細径人工筋の各印加圧力に対する収縮力を Figure apx. 2，軸方向収縮率を Figure apx. 3，径方向膨張率を Figure apx. 4，コンプライアンス特性を Figure apx. 5 にそれぞれ示す．実験では Table apx. 1 に示す設計仕様の細径人工筋を使用し，2.2.1 で行った外径 1.8 mm のものと同様の測定器と手順で測定した．4.8 mm の細径人工筋においても 1.8 mm のものと同様のヒステリシス特性が見られ，0.55 MPa において最大収縮力 73.2 N，最大収縮率 27.9%，径方向膨張率 102%を示した．空圧印加面積に比例して収縮力は大きくなることから，1.8 mm の人工筋と比較して 7 倍の発生力が期待できるが，実際は 3.7 倍になっている．これは径方向膨張率が 1.8 mm 人工筋と比較して 65%程度であることからわかるように，ゴムチューブの壁厚が大きくなって膨張しにくくなったことで印加面積が比例しての増加していないことが原因と考えられる．Figure apx. 5 に示したように 2.2.2 で提案した実験式は径の異なる細径人工筋にも適用することができ，最小二乗法によるフィッティングから 6 つの係数は Table apx. 2 のように求められた．

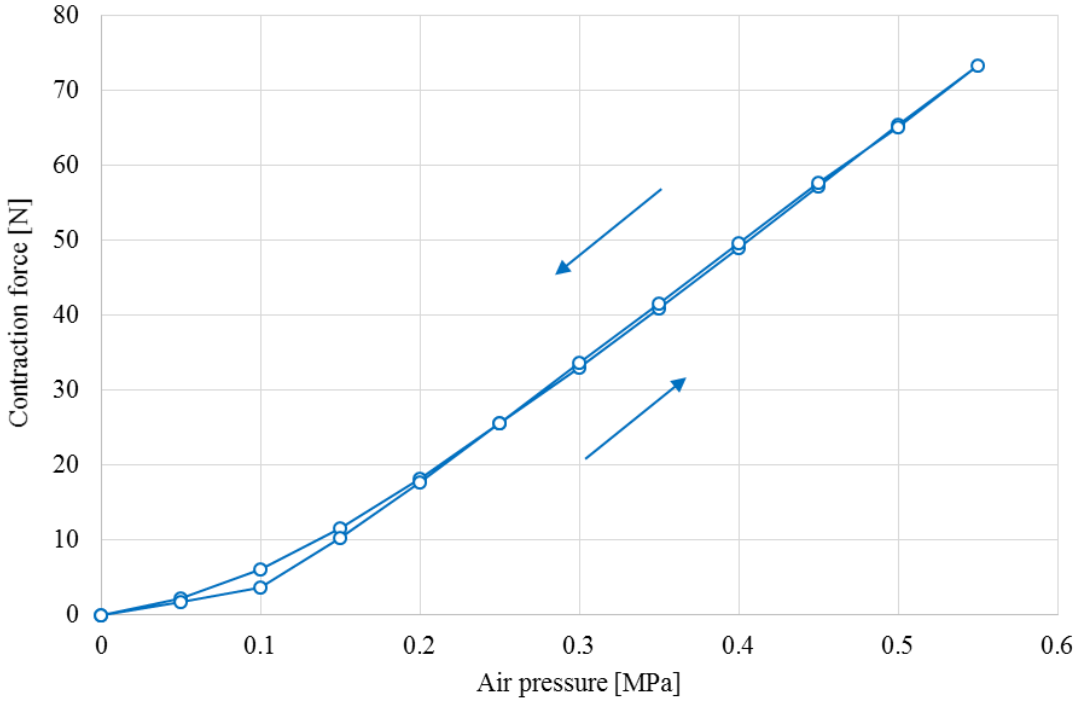


Figure apx. 2 Contraction force of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction force is 73.2 N under an air pressure of 0.55 MPa.

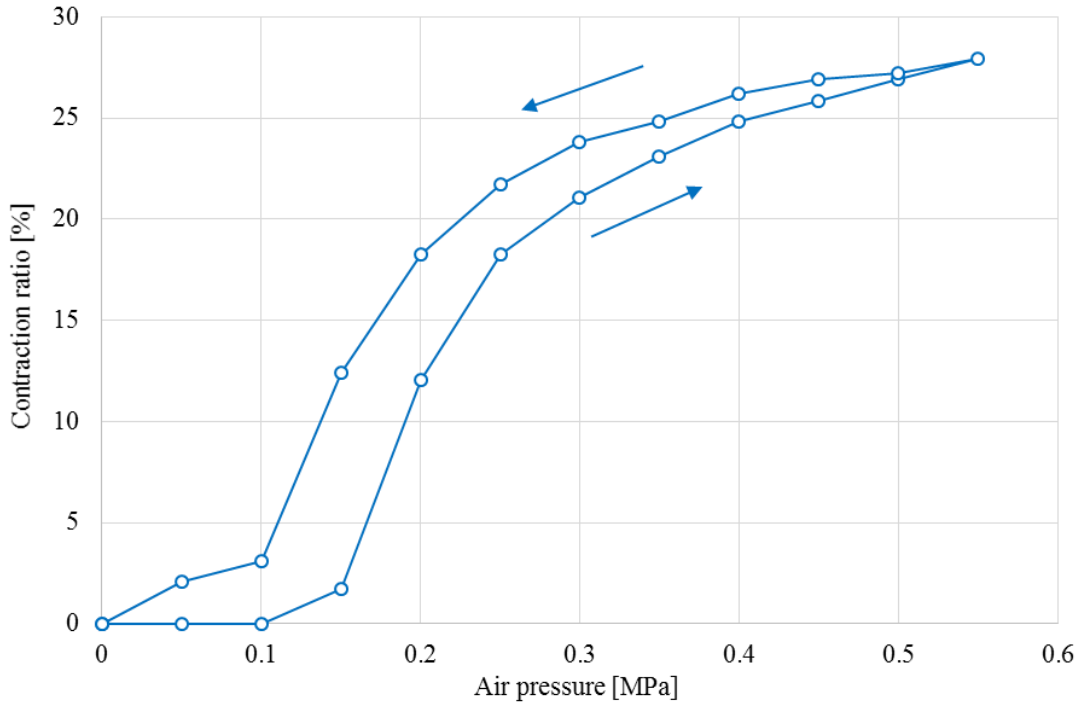


Figure apx. 3 Contraction ratio of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum contraction ratio is 27.9% under an air pressure of 0.55 MPa.

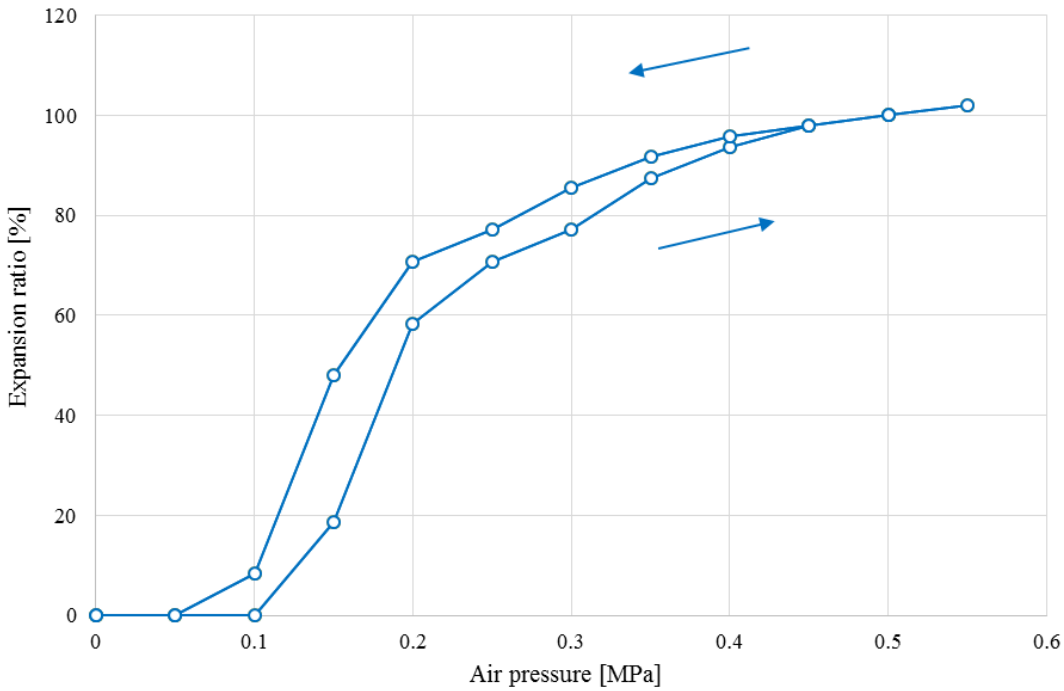


Figure apx. 4 Expansion ratio of 4.8 mm thin McKibben muscle with hysteresis property under each applied air pressure, where the maximum expansion ratio is 102% under an air pressure of 0.55 MPa.

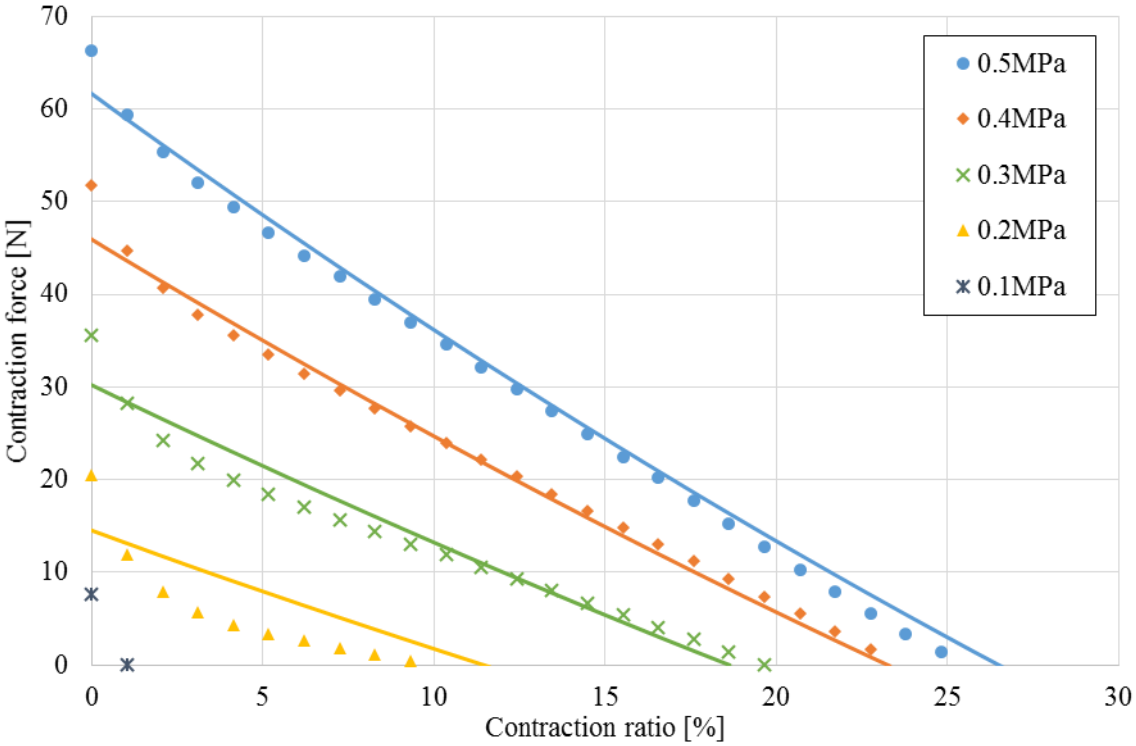


Figure apx. 5 Compliance characteristics of 4.8 mm thin McKibben muscle with empirical formulae under each applied air pressure.

Table apx. 1: Specifications of thin McKibben muscles with diameter of 4.8 mm used in the experiment and trunk mechanism.

Diameter	4.8 mm
Initial length	300 mm
Outer diameter of the tube	4.0 mm
Inner diameter of the tube	2.56 mm
Hardness of the silicone tube	40 shore A
Blade angle	19°
Weight	10.2 g/m

Table apx. 2: Six coefficients for thin McKibben muscle with diameter of 4.8 mm determined by least square fitting.

α	2.23×10^{-4} m^2
β	-6.62×10^{-5} m^2
γ	-32.7 N
D_1	-5.60×10^{-5} m^2
D_2	5.08×10^{-5} m^2
D_3	5.54×10^{-6} m^2

参考文献

[1] 安積 欣志，奥崎 秀典，鈴森 康一．ソフトアクチュエータの材料・構成・応用技術．*S&T 出版*，2016 年，p. 19.

[2] Hideyuki Tsukagoslii, Ato Kitagawa, and Mitsuru Segawa. Active hose: An artificial elephant's nose with maneuverability for rescue operation. In *2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3, pp. 2454-2459, 2001.

[3] Takeshi Aoki, Akiyoshi Ochiai, and Shigeo Hirose. Study on slime robot: Development of the mobile robot prototype model using bridle bellows. In *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3, pp. 2808-2813, 2004.

[4] William McMahan, Bryan A. Jones, and Ian D. Walker. Design and implementation ofF a multi-section continuum robot: Air-Octor. In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2578-2585, 2005.

[5] 平成 29 年版高齢社会白書. https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2017/html/zenbun/index.html. 2018 年 12 月 14 日閲覧.

[6] 少子高齢化と労働力供給構造 - 厚生労働省. https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/roudou/11/dl/01-1-3.pdf. 2018 年 12 月 14 日閲覧.

[7] ロボット新戦略 要約 参考資料 1－2 - 経済産業省. http://www.meti.go.jp/committee/sankoushin/seizou/pdf/003_s01_02.pdf. 2018 年 12 月 14 日閲覧.

[8] Daniela Rus, and Michael T. Tolley. Design, Fabrication and control of soft robots. *Nature*, vol. 521, no. 7553 pp. 467–475, 2015.

[9] Filip Ilievski, Aaron D. Mazzeo, Robert F. Shepherd, Xin Chen, and George M. Whitesides. Soft robotics for chemists. *Angewandte Chemie*, vol. 123, no. 8, pp. 1930-1935, 2011.

[10] N. G. Tsagarakis, Matteo Laffranchi, Bram Vanderborght, and D. G. Caldwell. A compact soft actuator unit for small scale human friendly robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4356-4362, 2009.

[11] Manabu Okui, Shingo Iikawa, Yasuyuki Yamada, and Taro Nakamura. Fundamental characteristic of novel actuation system with variable viscoelastic joints and magneto-rheological clutches for human assistance. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29 no. 1, pp. 82-90, 2018.

[12] H. Kobayashi, Y. Ishida, H. Suzuki. Realization of all motion for the upper limb by a muscle suit. In *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 631–636, 2004.

[13] Sadao Kawamura, Yasuhiro Hayakawa, Masashi Tamai, and Takaaki Shimizu. A design of motion-support robots for human arms using hexahedron rubber actuators. In *IEEE/RSJ*

International Conference Intelligent Robots and Systems, pp. 1520-1526, 1997.

[14] S. Sanan, M. H. Ornstein, and C.G. Atkeson. Physical human interaction for an inflatable manipulator. In *33rd Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*, pp. 7401–7404, 2011.

[15] R. Qi, T. L. Lam, and Y. Xu. Mechanical design and implementation of a soft inflatable robot arm for safe human-robot interaction. In *IEEE Int. Conf. Robotics & Automation*, pp. 3490–3495, 2014.

[16] S. Voisembert, A. Riwan, N. Mechbal, and A. Barraco. A novel inflatable robot with constant and continuous volume. In *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, pp. 5843–5848, 2011.

[17] H. -J. Kim, Y. Tanaka, A. Kawamura, S. Kawamura, and Y. Nishioka, Development of an inflatable robotic arm system controlled by a joystick. In *24th IEEE Int. Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 664–¬669, 2015.

[18] R. P. Hamlen, C. E. Kent, and S. N. Shafer. Electrolytically activated contractile polymer. *Nature*, vol. 206, pp. 1149-1150, 1965.

[19] K. Oguro, Y. Kawami, and H. Takenaka. Bending of an ion-conducting polymer film-electrode composite by an electric stimulus at low voltage. *J. Micromachine Society*, vol. 5, pp. 27-30, 1992.

[20] Toshihiro Hirai, Hiroki Sadatoh, Tsutomu Ueda, Woshiaki Kasazalu, Yasushi Kurita, Mitsubiro Hirai, and Sadao Hayashi. Polyurethane-elastomer-actuator. *Die Angewandte Makromolekulare Chemie*, vol. 240, no. 1, pp. 221-229, 1996.

[21] R. E. Pelrine, R. D. Kornbluh, and J. P. Joseph. Electrostriction of polymer dielectrics with compliant electrodes as a means of actuation. *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 64, no. 1 pp. 77-85, 1998.

[22] Suzumori, Koichi, Shoichi Iikura, and Hirohisa Tanaka. Development of flexible microactuator and its applications to robotic mechanisms. In *1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1622-1627.

[23] Cagdas D. Onal and Daniela Rus. A modular approach to soft robots. In *2012 IEEE Int Conf Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 1038-1045, 2012.

[24] Ramses V. Martinez, Carina R. Fish, Xin Chen, and George M. Whitesides. Elastomeric origami: programmable paper-elastomer composites as pneumatic actuators. *Advanced Functional Materials*, vol. 22, no. 7, pp. 1376–1384, 2012.

[25] Shuichi Wakimoto, Koichi Suzumori, and Keiko Ogura. Miniature pneumatic curling rubber actuator generating bidirectional motion with one air-supply tube. *Advanced Robotics*, vol. 25, pp. 1311–1330, 2011.

[26] Robert F. Shepherd, Adam A. Stokes, Rui M. D. Nunes, George M. Whitesides. Soft machines that are resistant to puncture and that self seal. *Advanced Materials*, vol. 25, pp. 6709–6713, 2013.

[27] Robert K. Katzschmann, Andrew D. Marchese, and Daniela Rus. Autonomous object manipulation using a soft planar grasping manipulator. *Soft Robotics*, vol. 2, no. 4, pp.155-164,

2015.

[28] Ellen T. Roche, Robert Wohlfarth, Johannes T. B. Overvelde, Nikolay V. Vasilyev, Frank A. Pigula, David J. Mooney, Katia Bertoldi, and Conor J. Walsh. A bioinspired soft actuated material. *Advanced Materials*, vol. 26, no. 8, pp. 1200-1206, 2014.

[29] T. Ranzani, G. Gerboni, M. Cianchetti, and A. Menciassi. A bioinspired soft manipulator for minimally invasive surgery. *Bioinspiration & Biomimetics*. 2015; vol. 10, no. 3, 035008, 2015.

[30] Ramses V. Martinez, Jamie L. Branch, Carina R. Fish, Lihua Jin, Robert F. Shepherd, Rui M. D. Nunes, Zhigang Suo, and George M. Whitesides. Robotic tentacles with three-dimensional mobility based on flexible elastomers. *Advanced Materials*, vol. 25, no. 2, pp. 205–212, 2013.

[31] M. Sfakiotakis, A. Kazakidi, A. Chatzidaki, T. Evdaimon, and D. Tsakiris. Multi-Arm Robotic Swimming with Octopus-Inspired Compliant Web. In *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 302-308, 2014.

[32] Deepak Trivedi, Christopher D. Rahn, William M. Kier, and Ian D. Walker. Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 5, no. 3, pp. 99-117, 2008.

[33] T. Shibata, T. Tashima, and K. Tanie. Emergence of emotional behavior through physical interaction between human and robot. In *1999 IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, pp. 2868–2873, 1999.

[34] C. D. Kidd, W. Taggart, and S. Turkle. A sociable robot to encourage social interaction among the elderly. In *2006 IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, pp. 3972–3976, 2006.

[35] B. Llorens-Bonilla, F. Parietti, and H. H. Asada. Demonstration-based control of supernumerary robotic limbs. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3936–3942, 2012.

[36] Y. Mori and T. Igarashi. Plushie: An interactive design system for plush toys. *ACM Transactions on Graphics*, vol. 26, no. 45, 2007.

[37] J. M. Bern, G. Kumagai, and S. Coros. Fabrication, modeling, and control of plush robots. In *2017 Int. Conf. Intelligent Robots and Systems*, pp. 3739–3746, 2017.

[38] Connolly F, Polygerinos P, Walsh CJ, Bertoldi K. Mechanical programming of soft actuators by varying fiber angle. Soft Robotics. 2015; 2.1: 26-32.

[39] Galloway KC, Polygerinos P, Walsh CJ, Wood RJ. Mechanically programmable bend radius for fiber-reinforced soft actuators. IEEE Int Conf Advanced Robotics. 2013 Nov; 1-6.

[40] Joshua Bishop-Moser, Girish Krishnan, Charles Kim, and Sridhar Kota. Design of soft robotic actuators using fluid-filled fiber-reinforced elastomeric enclosures in parallel combinations. In *2012 IEEE/RSJ Int Conf Intelligent Robots and Systems*, pp. 4264-4269, 2012.

[41] Kevin C. Galloway, Kaitlyn P. Becker, Brennan Phillips, Jordan Kirby, Stephen Licht, Dan Tchernov, Robert J. Wood, and David F. Gruber. Soft robotic grippers for biological sampling on deep reefs. *Soft Robotics*, vol. 3, no. 1, pp. 23-33, 2016.

[42] Shunichi Kurumaya, Brennan T. Phillips, Kaitlyn P. Becker, Michelle Rosen, David F. Gruber,

Kevin C. Galloway, Koichi Suzumori, and Robert J. Wood. A Modular Soft Robotic Wrist for Underwater Manipulation. *Soft Robotics*, vol. 5, no. 4, pp.339-409, 2018.

[43] Panagiotis Polygerinos, Zheng Wang, Kevin C. Galloway, Robert J. Wood, Conor J. Walsh. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 135-143, 2015.

[44] Daisuke Sasaki, Toshiro Noritsugu, and Masahiro Takaiwa. Development of Pneumatic Soft Robot Hand for a Human Friendly Robot. *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 15, no. 2, pp. 164-171, 2003.

[45] Georgios Andrikopoulos, Georgios Nikolakopoulos, and Stamatis Manesis. A survey on applications of pneumatic artificial muscles. In *19th Mediterranean conference on control and automation*, pp. 1439–1446, 2011.

[46] Mohd Azuwan Mat Dzahir, and Shin-ichiroh Yamamoto. Recent trends in lower-limb robotic rehabilitation orthosis: Control scheme and strategy for pneumatic muscle actuated gait trainers. *Robotics*, vol. 3, no. 2, pp. 120-148, 2014.

[47] H. F. Schulte. The characteristics of the McKibben artificial muscle. In *The Application of External Power in Prosthetics and Orthetics*, pp. 94-115, 1961.

[48] 1957 - “Artificial Muscle” - Joseph Laws McKibben. http://cyberneticzoo.com/bionics/1957-artificial-muscle-joseph-laws-mckibben-american/. Accessed 15 Dec. 2018.

[49] 鈴森 康一．アクチュエータ工学入門．*講談社ブルーバックス*，2014.

[50] Festo ラバーマッスル. https://www.festo.com/cat/ja_jp/data/doc_ja/PDF/JA/DMSP-MAS_JA.PDF. 2018 年 12 月 17 日閲覧.

[51] Makoto Mori and Shigeo Hirose. Three-dimensional serpentine motion and lateral rolling by active cord mechanism ACM-R3. In *2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 829-834, 2002.

[52] Hae-Won Park, Meng Yee (Michael) Chuah, and Sangbae Kim. Quadruped bounding control with variable duty cycle via vertical impulse scaling. In *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3245-3252, 2014.

[53] Sangbae Kim, Cecilia Laschi, and Barry Trimmer. Soft robotics: a bioinspired evolution in robotics. *Trends in biotechnology*, vol. 31, no. 5, pp. 287-294, 2013.

[54] R. Niiyama, A. Nagakubo, and Y. Kuniyoshi, Mowgli, A bipedal jumping and landing robot with an artificial musculoskeletal system. In *2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2546–2551, 2007.

[55] Yoseph Bar-Cohen. Biomimetics biologically inspired technologies. *Taylor & Frabcis*, 2006.

[56] Yufeng Chen, et al. A biologically inspired, flapping-wing, hybrid aerial-aquatic microrobot. *Science Robotics*, vol. 2, no. 11, eaao5619, 2017.

[57] Eichi Watanabe, Takanori Oku, Hiroaki Hirai, Kanna Uno, Mitsunori Uemura, and Fumio

Miyazaki. Exploiting invariant structure for controlling multiple muscles in anthropomorphic legs: an inspiration from electromyography analysis of human pedaling. In *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots*, pp. 88-93, 2015.

[58] Jack Brookes, Maksims Kuznecovs, Menelaos Kanakis, Arturs Grigals, Mazvydas Narvidas, Justin Gallagher, and Martin Levesley. Robots testing robots: ALAN-Arm, a humanoid arm for the testing of robotic rehabilitation systems. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 676-681, 2017.

[59] S. Maggioni, S. Stucki, L. Lünenburger, R. Riener, and A. Melendez-Calderon. A bio-inspired robotic test bench for repeatable and safe testing of rehabilitation robots. In *6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronic*s, pp. 894-899, 2016.

[60] Motomu Nakashima and Yuto Tsunoda. Improvement of crawl stroke for the swimming humanoid robot to establish an experimental platform for swimming research. *Procedia Engineering*, vol. 12, pp. 517-521, 2015.

[61] Toyota Unveils Third Generation Humanoid Robot T-HR3. https://corporatenews.pressroom.toyota.com/releases/toyota+unveils+third+generation+humanoid+robot+thr3.htm. Accessed 17 Dec. 2018.

[62] MELTIN-α. https://www.meltin.jp/technology/. Accessed 17 Dec. 2018.

[63] Albert Wang, Joao Ramos, John Mayo, Wyatt Ubellacker, Justin Cheung, and Sangbae Kim. The HERMES humanoid system: A platform for full-body teleoperation with balance feedback. In 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots, pp, 730-737, 2015.

[64] Atlas Boston Dynamics. https://www.bostondynamics.com/atlas. Accessed 17 Dec. 2018.

[65] ASIMO HONDA. https://www.honda.co.jp/ASIMO/about/. Accessed 17 Dec. 2018.

[66] Alan Diamond, Rob Knight, David Devereux, and Owen Holland. Anthropomimetic robots: Concept, construction and modelling. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 9, no. 5, p. 209, 2012.

[67] Yuki Asano, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design principles of a human mimetic humanoid: Humanoid platform to study human intelligence and internal body system. *Science Robotics*, 2017, vol. 2, no. 13, eaaq0899.

[68] K. Hosoda, T. Takuma, A. Nakamoto, and S. Hayashi. Biped robot design powered by antagonistic pneumatic actuators for multi-modal locomotion. Robot. Robotics and Autonomous Systems Vol. 56, no. 1, pp. 46–53, 2008.

[69] 熊本水頼．二関節筋―進化史に裏付けられた出力・制御機能特性―．*日本ロボット学会誌*, vol. 28, no. 6, pp. 660-665, 2010.

[70] 呉世訓，堀洋一．二関節筋特性のロボティクスへの応用．電気学会産業応用部門大会, 2-S7-2, 1999.

[71] 大島徹，熊本水頼．二関節筋機能を有するロボットアーム: 二関節筋によるスティフネス特性とその効果．*日本機械学会論文集 C 編*, vol. 61, no. 592, pp. 4696-4703, 1995.

[72] A. Nene, C. Byrne, and H. Hermens. Is rectus femoris really a part of quadriceps?: Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait & posture*, vol. 20, no. 1, pp. 1-13, 2004.

[73] Karl E. Zelik, Valentina La Scaleia, Yuri P. Ivanenko, and Francesco Lacquaniti. Can modular strategies simplify neural control of multidirectional human locomotion?. *Journal of neurophysiology*, vol. 111, no. 8, pp. 1686-1702, 2014.

[74] C. Anders, H. Wagner, C. Puta, R. Grassme, and H. C. Scholle. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *European journal of applied physiology*, vol. 105, no. 4, pp. 585-584, 2009.

[75] David A. Winter. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, vol. 3, no. 4, pp. 193-214, 1995.

[76] Jean-Louis Honeine, Marco Schieppati, Oscar Crisafulli1, and Manh-Cuong Do. The neuro-mechanical processes that underlie goal-directed medio-lateral APA during gait initiation. Frontiers in human neuroscience, vol. 10, pp. 445, 2016.

[77] Tetsuro Kokubo, Takeshi Hashimoto, Takeo Nagura, Toshiyasu Nakamura, Yasunori Suda, Hideo Matsumoto, and Yoshiaki Toyama. Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch. *Foot & ankle international*, vol. 33, no. 4, pp. 320-325, 2012.

[78] Fukubayashi, Toru and Hlsashi Kurosawa. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 51, no. 6, pp. 871-879, 1980.

[79] Eduardo Luís Cruells Vieira, et al. An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 23, no. 3, pp. 269-274, 2007.

[80] Frank R. Noyes. Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes E-Book. *Elsevier Health Sciences*, 2016.

[81] Hiroshige Tateuchi, et al. Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, no. 1, pp. 151-158, 2013.

[82] 相磯貞和. ネッター解剖学アトラス 原書第 5 版. *エルゼビア・ジャパン株式会社*, 2011.

[83] 石井直方，左 明，山口 典孝. カラー図解 筋肉のしくみ・働き事典 第 16 版. *株式会社 西東社*, 2013.

[84] 川島 敏生，栗山 節郎. 筋肉･関節の動きとしくみ事. *成美堂出版*, 2014.

[85] 市橋則明. 身体運動学 関節の制御機構と筋機能. *株式会社メジカルビュー社*, 2017.

[86] Benno M. Nigg and Walter Herzog. Biomimetics of the musculo-skeletal system second edition. *JOHN WILEY& SONS*, 1999.

[87] Ryuma Niiyama, Daniela Rus, and Sangbae Kim. Pouch motors: Printable/inflatable soft actuators for robotics. In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 6332-6337, 2014.

[88] Shuguang Li, Daniel M. Vogt, Daniela Rus, and Robert J. Wood. Fluid-driven origami-inspired artificial muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 114, no. 50, pp. 13132-13137, 2017.

[89] F. Daerden and D. Lefeber. Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation, *Eur. J. Mech. Environ. Eng*, Vol. 47, no. 1, pp. 10–21, 2000.

[90] Frank Daerden and Dirk Lefeber. The concept and design of pleated pneumatic artificial muscles. *International Journal of Fluid Power*, vol. 2, no. 3, pp. 41-50, 2001.

[91] OPEN SOFT MACHINES ミニ・マッキベン型 空気圧人工筋肉. http://opensoftmachines.com/2018/06/mini-mckibben/?lang=ja. 2018 年 12 月 17 日閲覧.

[92] S-muscle. https://www.s-muscle.com/. 2018 年 12 月 17 日閲覧.

[93] Glenn K. Klute, Joseph M. Czerniecki, Blake Hannaford. McKibben artificial muscles: Pneumatic actuators with biomechanical intelligence. In *1999IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pp. 221-226, 1999.

[94] G. F. Zuglian, L. Corrêa, G. Geremia, M. Serrano, E. A. Perondi. Static modeling of McKibben pneumatic muscle. In *ABCM Symposium Series in Mechatronics*, pp. 914-922, 2010.

[95] Ching-Ping Chou and Blake Hannaford. Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles. In *1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 281-286, 1994.

[96] Michael A Meller, Matthew Bryant, and Ephrahim Garcia. Reconsidering the McKibben muscle: Energetics, operating fluid, and bladder material. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 25, no. 18, pp. 2276-2293, 2014.

[97] Michele Focchi, Emanuele Guglielmino, Claudio Semini, Alberto Parmiggiani, Nikos Tsagarakis, Bram Vanderborght and Darwin G. Caldwell. Water/air performance analysis of a fluidic muscle. *2010 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, pp. 2194-2199, 2012.

[98] Bertrand Tondu. Analysis and modeling of the dynamic behaviour of the McKibben artificial muscle. *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 30, no. 20, pp. 295-300, 1997.

[99] Björn Verrelst, Ronald Van Ham, Bram Vanderborght, Dirk Lefeber, Frank Daerden. Second generation pleated pneumatic artificial muscle and its robotic applications. *Advanced Robotics*, vol. 20, no. 7, pp. 783-805, 2006.

[100] Taro Nakamura, Norihko Saga, and Kenji Yaegashi. Development of a pneumatic artificial muscle based on biomechanical characteristics. In *2003 IEEE International Conference on Industrial Technology*, vol. 2, pp. 729-734, 2003.

[101] Pieter Beyl, Michael Van Damme, Ronald Van Ham, Bram Vanderborght, and Dirk Lefeber. Pleated pneumatic artificial muscle-based actuator system as a torque source for compliant lower limb exoskeletons. In *2014 IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 3, 2014.

[102] Manabu Okui, Shingo Iikawa, Yasuyuki Yamada, and Taro Nakamura. Fundamental

characteristic of novel actuation system with variable viscoelastic joints and magneto-rheological clutches for human assistance. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, no. 1, pp. 82-90, 2018.

[103] B. Verrelst, R. Van Ham, B. Vanderborght, F. Daerden, D. Lefeber, and J. Vermeulen, The pneumatic biped "lucy" actuated with pleated pneumatic artificial muscles. *Autonomous Robots*, vol. 18, pp. 201-213, 2005.

[104] Kazuhiko Boku and Taro Nakamura. Development of 3 DOF manipulator using ER fluid clutches for reduction of collision force. *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 149, No. 1, pp. 012002, 2009

[105] Hiroki Tomori and Taro Nakamura. Theoretical comparison of McKibben-type artificial muscle and novel straight-fiber-type artificial muscle. *International Journal of Automation Technology*, vol. 5, no. 4, pp. 544-550, 2011.

[106] J. M. Yarlott. Fluid Actuator. US Patent No. 3 645 173, 1972.

[107] Guy B. Immega. ROMAC muscle powered robots. *Society of Manufacturing Engineers*, 1986.

[108] M. Kukolj. Axially contractible actuator. US Patent No. 4 733 603, 1988.

[109] Kazuhiro Iwata, Koichi Suzumori, Shuichi Wakimoto. A Method of Designing and Fabricating Mckibben Muscles Driven by 7 MPa Hydraulics. *International Journal of Automation Technology*, vol. 6, no. 4, pp. 482-487, 2012.

[110] Pieter Beyl, Michael Van Damme, Ronald Van Ham, Bram Vanderborght and Dirk Lefeber. Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, no. 2, pp. 229-243, 2009.

[111] SoLARIS 軸方向繊維強化型人工筋肉. http://solaris-inc.com/projects.html. 2018 年 12 月 27 日閲覧.

[112] 1986 - ROMAC Pneumatic Actuator - Guy Immega and Mirko Kukolj. http://cyberneticzoo.com/bionics/1986-romac-pneumatic-actuator-guy-immega-and-mirko-kukolj-american/. Accessed 27 Dec. 2018.

[113] Danial Sangian, Sina Naficy, Geoffrey M. Spinks, and Bertrand Tondu. The effect of geometry and material properties on the performance of a small hydraulic McKibben muscle system. *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 234, pp. 150–157, 2015.

[114] Erica G. Hocking and Norman M. Wereley. Analysis of nonlinear elastic behavior in miniature pneumatic artificial muscles. *Smart Materials and Structures*, vol. 22, no. 1, pp. 014016, 2012.

[115] Thomas E. Pillsbury, Curt S. Kothera, and Norman M. Wereley. Effect of bladder wall thickness on miniature pneumatic artificial muscle performance. *Bioinspiration & Biomimetics*, Vol. 10, no. 5, pp. 055006, 2015.

[116] Masayuki Takaoka, Koichi Suzumori, Shuichi Wakimoto, Kazuo Iijima, and Takahiro Tokumiya. Fabrication of thin McKibben artificial muscles with various design parameters and their experimental evaluations. In *5th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology*, pp.82, 2013.

[117] 岩田和大，鈴森康一，脇元修一．簡易解析モデルを用いた人工筋複合湾曲メカニズムの挙動解析．フルードパワーシステム講演会講演論文集，pp. 31-33, 2013.

[118] 飯嶋一雄，徳宮孝弘，鈴森康一，脇元修一，高岡真幸．流体圧式アクチュエータおよび湾曲駆動装置．特開 2014-224570, 2014-12-4.

[119] Kazuya Mori, Shuichi Wakimoto, Masayuki Takaoka, and Koichi Suzumori. Development of thin McKibben artificial muscle and its application to biomimetic mechanisms. In *9th JFPS International Symposium on Fluid Power*, 1B2-3, pp. 177-180, 2014.

[120] Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Exoskeleton Inflatable Robotic Arm with Thin McKibben Muscle. In *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics*, pp. 120-125, 2018.

[121] 塩見昌裕，中田 彩，神原 誠之，萩田 紀博．ロボットとの身体的接触は自己開示を促すか．人工知能学会全国大会論文集，vol. 31, 2N2-2, 2017.

[122] Koichi Suzumori. New Pneumatic Artificial Muscle Realizing Giacometti Robotics and Soft Robotics. In *6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology*, pp. 4-5, 2015.

[123] M. Takeichi, K. Suzumori, Member, G. Endo, and H. Nabae. Development of Giacometti arm with balloon body. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, no. 2, pp.951-957, 2017.

[124] Ahmad Athif Mohd Faudz, Gen Endo, Shunichi Kurumaya, and Koichi Suzumori. Long-legged hexapod Giacometti robot using thin soft mckibben actuator. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 1, pp. 100-107, 2018.

[125] Wakimoto, Shuichi, Koichi Suzumori, and Jungo Takeda. Flexible artificial muscle by bundle of McKibben fiber actuators. In 2011 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pp. 457-462, 2011.

[126] Akihiro Ohno, Koichi Suzumori, and Ayberk Sadic. Fabrication of active textile woven and wearable suit using thin pneumatic artificial muscle. In *2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, 1A1-O09, 2015.

[127] Akihiro Ohno, Hiroyuki Nabae, Koichi Suzumori. Static analysis of powered low-back orthosis driven by thin pneumatic artificial muscles considering body surface deformation. In *2015 IEEE/SICE Int Symp System Integration*, pp. 39-44, 2015.

[128] Tomoki Abe, Shoichiro Koizumi, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Muscle Textile to Implement Soft Suit to Shift Balancing Posture of the Body. In *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics*, pp. 572-578, 2018.

[129] Akihiro Ohno, Yota Yamamoto,Megumi Oguro, Koichi Suzumori. Comparison in Characteristics of Textile Woven by Thin Pneumatic Artificial Muscle. In *6th International Conference on Advanced Mechatronics*, pp. 43-44, 2015.

[130] 平光立拓，鈴森康一，難波江裕之，遠藤玄．細径人工筋肉からなる織布状ソフトメカニズムの試作と評価，設計工学，2018.

[131] Ayberk Sadic, Akihiro Ohno, and Koichi Suzumori. Development of a Human Trunk

Exoskeleton with Pneumatic Artificial Muscles. In *2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, 1A1-P01, 2015.

[132] Yuki Funabora. Prototype of a fabric actuator with multiple thin artificial muscles for wearable assistive devices. In *2017 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pp. 356-361.

[133] Shoichiro Koizumi, Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Braiding Thin McKibben Muscles to Enhance their Contracting Abilities. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 4, pp. 3240-3246, 2018.

[134] 平光立拓，難波江裕之，鈴森康一，遠藤玄．人工筋肉の三次元螺旋走行からなる円筒状多繊維筋構造メカニズムの試作．*日本機械学会論文集*, vol. 84, no. 862, p. 18-00083, 2018

[135] Yuto Nakanishi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Hironori Mizoguchi, Yotaro Motegi, Masahiko Osada, Takuma Shirai, Junichi Urata, Kei Okada, and Masayuki Inaba: Design concept of detail musculoskeletal humanoid "Kenshiro" -Toward a real human body musculoskeletal simulator-. In 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.1-6, 2012.

[136] Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Soichi Ookubo, Masaya Kawamura, Iori Yanokura, Shinsuke Nakashima, Takeshi Katayama, Toshinori Hirose, Youhei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Human Mimetic Musculoskeletal Humanoid Kengoro for Real World Physically Interactive Actions. In 2016 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, 2A1-13a2, 2016.

[137] 大月佳代子，大西正俊，辻正秀，渡井幸雄，高西淳夫，高信英明．咀嚼ロボットの応用による開閉口訓練装置の開発についての検討ー開口力の測定ー．日本顎関節学会雑誌, vol. 7, no. 3, pp. 69-78, 1995.

[138] The shadow biped. http://www.shadow.org.uk/projects/biped.shtml. Accessed 13 Dec. 2018.

[139] Takashi Takuma, Shinji Hayashi, Koh Hosoda. 3D biped robot for multi-modal locomotion driven by antagonistic pneumatic actuators. In *4th international symposium on adaptive motion of animals and machines*, pp. 3-4, 2008.

[140] Ryuma Niiyama, Satoshi Nishikawa, and Yasuo Kuniyoshi. Athlete robot with applied human muscle activation patterns for bipedal running, In *2010 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robot*, pp. 498–503, 2010.

[141] K. Berns F. Grimminger, U. Hochholdinger, T. Kerscher, J. Albiez. Design and control of a leg for the running machine PANTER. In *2003 International Conference on Advanced Robotics*, pp. 1737-1742, 2003.

[142] Kenichi Narioka, Ryuma Niiyama, Yoichiro Ishii, and Koh Hosoda. Pneumatic musculoskeletal infant robots. In *2009 IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems*, pp. 9-12, 2009.

[143] Ivo Boblan and Andreas Schulz. A humanoid muscle robot torso with biologically inspired construction. In *41st International symposium on robotics and 6th German conference on robotics*, pp. 934-939, 2010.

[144] 川島俊嗣，水内郁夫，山口博明，加賀美聡，稲葉雅幸，井上博允．空気圧人工筋を用い

た冗長性をもつ脊椎型ロボット．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015*，2A1-41, 1999.

[145] 渡邉英知，平井宏明，小笹航平，藤原諒，Hermano Igo Krebs．「人を対象とする研究」の人の代替としての筋骨格ロボットの利用ー歩行訓練ロボットの開発を例としてー. *第19回システムインテグレーション部門講演会*，pp. 1533-1535, 2018.

[146] Keita Ogawa, Kenichi Narioka, and Koh Hosoda. Development of whole-body humanoid "Pneumat-BS" with pneumatic musculoskeletal system. In *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4838-4843, 2011.

[147] Development of Waseda Robot -The study of Biomechanisms at (the late) Kato Laboratory- http://www.humanoid.waseda.ac.jp/booklet/kato_4-j.html. Accessed 25 Jan. 2019.

[148] Shadow Robot Company product and services. https://www.shadowrobot.com/products/. Accessed 13 Dec. 2018.

[149] Owen Holland and Rob Knight. The anthropomimetic principle. In *AISB06 symposium on biologically inspired robotics*, pp. 1-8, 2006.

[150] 赤沢堅造，藤井克彦．筋肉の動作原理と制御機構．*日本ロボット学会誌*, vol. 2, no. 4, pp. 306-311, 1984.

[151] Michael Jäntsch, Steffen Wittmeier, and Alois Knoll. Distributed control for an anthropomimetic robot. In *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5466-5471, 2010.

[152] Michael Jäntsch, Steffen Wittmeier, Konstantinos Dalamagkidis and Alois Knoll. Computed muscle control for an anthropomimetic elbow joint. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2192-5197, 2012.

[153] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Masahiko Osada, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Tamon Izawa, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Biomimetic design of musculoskeletal humanoid knee joint with patella and screw-home mechanism, In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.1813--1818, 2011.

[154] Masahiko Osada, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design of humanoid body trunk with "multiple spine structure" and "planar-muscle-driven" system for achievement of humanlike powerful and lithe motion. In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.2217--2222, 2011.

[155] Toyotaka Kozuki, Hirose Toshinori, Takuma Shirai, Shinske Nakashima, Yuki Asano, Yohei Kakiuchi, Kei Okada, Masayuki Inaba. Skeletal structure with artificial perspiration for cooling by latent heat for musculoskeletal humanoid kengoro. In *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.2135-2140, 2016.

[156] Xiangxiao Liu, Yu Duan, Arne Hitzmann, Yuntong Xu, Tsungyuan Chen, Shuhei Ikemoto, Koh Hosoda. Using the foot windlass mechanism for jumping higher: A study on bipedal robot jumping. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 110, pp. 85-91, 2018

[157] Diani, Julie, Bruno Fayolle, and Pierre Gilormini. A review on the Mullins effect. *European Polymer Journal*, vol. 45, no. 3, pp. 601-612, 2009.

[158] 香川利春，藤田壽憲，山中孝司．人工筋アクチュエータの非線形モデル．計測自動制御学会論文集, vol. 29, no. 10, pp. 1241-1243, 1993.

[159] Human Anatomy and Disease in Interactive 3D. https://human.biodigital.com/index.html. Accessed 3 Dec. 2018.

[160] 栗林勝利．新アクチュエータのエネルギ変換特性の比較．日本ロボット学会誌, 7 巻 5 号, pp.435-445, 1989.

[161] 中村 太郎．図解 人工筋肉―ソフトアクチュエータが拓く世界．日刊工業新聞社，2011.

[162] Finn Bojsen-Møller. Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off. *Journal of Anatomy*, vol. 129, no. 1, pp. 165-176, 1979.

[163] C.-L. Wang, Y.-W. Shau, T.-C. Hsu, H.-C. Chen, S.-H. Chien. Mechanical properties of heel pads reconstructed with flaps. *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 81, no. 2, pp. 207-211, 1999.

謝辞

始めに，指導教員である鈴森康一教授に心より感謝申し上げます．私が学部四年生で研究室に配属されると同時に鈴森教授が東工大に赴任され，何の設備も整っていない研究室と細径人工筋から始まった本研究ですが，お忙しい中時間を割いて密にコミュニケーションを取っていただき，全力で私の学生生活をサポートしてくださったおかげで学術的にも対外的にもすばらしい成果を残すことができました．私の留学や環境エネルギー協創教育院での活動にも多大なご助力，配慮をしていただき感謝の念に堪えません．遠藤玄准教授には研究面だけでなく，留学生との研究プロジェクトなどにおいても豊富な経験からご助言いただき大変参考になりました．自研究だけでなく研究室内外の研究や企画に参加させていただき非常によい経験もできました．厚くお礼申し上げます．難波江裕之助教には研究の理論面や学術活動における心構えを伝授いただき，非常に助けていただきました．大変感謝しております．本博士論文審査を引き受けて下さった中島求教授，菅原雄介准教授，田中博人准教授にも心よりお礼申し上げます

東工大でロボット研究を行うきっかけを与えてくださった広瀬茂男名誉教授にお礼申し上げます．高校時代にワークショップで東工大のものづくりに触れたことで東工大に進学してロボット技術を学ぶ強い動機が生まれました．現在は社会で活躍されている北野智士博士，和田晃博士，古村博隆博士，堀米篤史博士にも心より感謝申し上げます．先輩方が在学中の際に博士課程進学の後押しと ACEEES や学術振興員の先達として有意義な助言をいただいたことで円滑に研究および学業を遂行することができました．また，研究室の先輩，同期，後輩には大変恵まれ，共に楽しくも意義深い研究生活を送ることができたこともこの紙面を借りて感謝申し上げます.

また，店橋護教授，西條美紀教授を始めとする環境エネルギー協創教育院担当教員，協力教員，また同教育院事務の方々に深く感謝いたします．大学院入学以降の経済的支援や留学支援に加え，異分野の研究室のゼミや海外フォーラムへの参加，授業を通じて大きく視野を広げ，自分のキャリアをじっくり考える機会を与えていただきました．留学を受け入れてくださった Microrobotics Laboratory, Harvard University の Prof. Robort J. Wood にも心よりお礼申し上げます．留学は本研究以外の博士課程活動の中で一番印象深く，また自身を成長させる経験になりました．半年という短い期間ではありましたが，研究に対する姿勢や学術活動といった面で学ぶことは多く，得られた知見は本研究にも多分に含まれています.

最後に進路を勝手に決めたにも関わらず温かく見守り支えてくれた家族とすべての友人に感謝申し上げます.

業績一覧

印刷論文

[1] Shunichi Kurumaya, Koichi Suzumori, Hiroyuki Nabae, and Shuichi Wakimoto. Musculoskeletal lower-limb robot driven by multifilament muscles. *ROBOMECH Journal*, vol. 3, no.1, 2016.

[2] Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Design of Thin McKibben muscle and multifilament structure. *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 261, pp. 66–74, 2017.

[3] Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Active textile braided in three strands with thin McKibben muscle", *Soft Robotics*, 2018. (Accepted)

口頭発表

[1] 鈴森康一，車谷駿一，脇元修一．多繊維構造マッキベン人工筋の開発と筋骨格ロボットへの適用． *第32回日本ロボット学会学術講演会*，2D1-06, 2014.

[2] 車谷駿一，鈴森康一，福田雅俊，脇元修一．細径マッキベン人工筋を用いた筋骨格ロボット機構の研究　第2 報下肢骨格ロボット機構の試作．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015*，1P1-W04, 2015.

[3] 車谷駿一，森田隆介，鈴森康一，福田雅俊，脇元修一．細径マッキベン人工筋を用いた筋骨格ロボットの研究　第4報 股関節筋骨格ロボット機構の試作", *第33回日本ロボット学会学術講演会*，1A1-03, 2015.

[4] 車谷駿一，鈴森 康一，難波江裕之．三つ編み構造に基づく細径マッキベン人工筋の織布化．*第16回システムインテグレーション部門講演会*，pp. 620-622, 2015.

[5] 車谷駿一, 鈴森康一, 難波江裕之. 並列構造人工筋における筋繊維間干渉のモデリング. *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016*，2P1-13b4, 2016.

[6] 車谷駿一，森田隆介，鈴森康一，難波江裕之．筋骨格ロボット顎関節の試作研究．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会2016*，2P2-11b1, 2016.

[7] 森田隆介，鈴森康一，車谷駿一．細径マッキベン人工筋を用いた筋骨格ロボットの歩行動作実現．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016*，2P2-12a3, 2016.

[8] 車谷駿一，難波江裕之，遠藤玄，鈴森康一．細径人工筋を用いた筋骨格ロボット体幹背部の試作．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018*，2A1-I10, 2018.

[9] 車谷駿一，難波江裕之，遠藤玄，鈴森康一．三つ編み構造に基づいた能動織布の特性．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018*，1P2-H07, 2018.

受賞

[1] 車谷駿一，鈴森康一，難波江裕之．第 16 回システムインテグレーション部門講演会 優秀講演賞，2015.（上記口頭発表[4]に対して）

[2] 車谷駿一，日本機械学会若手優秀講演フェロー賞，2017.（上記口頭発表[6]に対して）

特許

[1] 鈴森康一, 車谷駿一, 脇元修一. 複合流体圧アクチュエータ. 特開 2016-080114, 2016-5-16.

[2] 鈴森康一，和田晃，大野晃寛，車谷駿一．人工筋を用いた 3 次元構造を構築可能な横糸を使用しない能動敷布．特開 2016-156116, 2016-9-1.

[3] 鈴森康一，車谷駿一，　阿部智輝．細径人工筋糸．特願 2018-157186, 2018-8-27.

[4] 鈴森康一, 車谷駿一, 古泉祥一郎. 複合型マッキベン人工筋. 特願 2018-186322, 2018-10-2.

解説記事

[1] 鈴森康一，車谷駿一．細径人工筋肉を用いた筋骨格ロボット”，ソフトアクチュエータの材料開発とロボット・デバイスへの応用技術，*S&T 出版株式会社*，第 9 章 3 節，2016.

[2] 車谷駿一，鈴森康一．細径人工筋が実現するヒト型超冗長筋骨格ロボット．*株式会社養賢堂 機械の研究*，vol. 69, no. 12, pp. 991-1003, 2017.

[3] 車谷駿一，鈴森康一 “細径人工筋の開発とロボット応用”，*シーエムシー出版 月刊ファインケミカル*, vol. 48, no. 2, pp. 5-13, 2019.

本論文に関係しない業績

印刷論文

[1] Ahmad Athif Mohd Faudz, Gen Endo, Shunichi Kurumaya, and Koichi Suzumori. Long-legged hexapod Giacometti robot using thin soft mckibben actuator. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 1, pp. 100-107, 2018.

[2] Shunichi Kurumaya, Brennan T. Phillips, Kaitlyn P. Becker, Michelle Rosen, David F. Gruber, Kevin C. Galloway, Koichi Suzumori, and Robert J. Wood. A modular soft robotic wrist for underwater manipulation. *Soft Robotics*, vol. 5, no. 4, pp. 339-409, 2018.

[3] Shoichiro Koizumi, Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Braiding Thin McKibben muscles to enhance their contracting abilities. *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 4, pp. 3240-3246, 2018.

[4] Brennan T. Phillips, Kaitlyn P. Becker, Shunichi Kurumaya, Kevin C. Galloway, Griffin Whittredge, Daniel M. Vogt, Clark B. Teeple, Michelle H. Rosen, Vincent A. Pieribone, David F. Gruber, and Robert J. Wood. A Dexterous, glove-based teleoperable low-power soft robotic arm for delicate deep-sea biological exploration. *Scientific reports*, vol. 8, no. 1, p. 14779, 2018.

査読付国際学会

[1] Shunichi Kurumaya, Feng Ni, Koichi Suzumori. Design of Hexapod Giacometti Robot with Very Long, Light, and Thin Legs. In 6th *International Conference on Advanced Mechatronics*, pp. 136-137, 2015.

[2] Gen Endo, Yoshihide Nakamura, Shunichi Kurumaya: A Proposal of Using Fiber reinforced Foamed Urethane as Structural Material for a Robot. In *6th International Conference on Advanced Mechatronics*, pp. 208, 2015.

[3] Shunichi Kurumaya, Hiroyuki Nabae, Gen Endo, and Koichi Suzumori. Exoskeleton Inflatable Robotic Arm with Thin McKibben Muscle. In *2018 IEEE 1st International Conference on Soft Robotics*, pp. 120-125, 2018.

口頭発表

[1] 福田雅俊，鈴森康一，車谷駿一，脇元修一．細径マッキベン人工筋を用いた筋骨格ロボットの研究　第 3 報上肢骨格ロボット機構の試作．*日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015*，1P1-W03, 2015.

[2] 森田隆介，車谷駿一，鈴森康一，福田雅俊，脇元修一．細径マッキベン人工筋を用いた筋骨格ロボットの研究　第 5 報筋骨格ロボット肩甲上腕関節への適用. *第 33 回日本ロボ*

ット学会学術講演会, 3A3-04, 2015.

[3] Ahmad Athif Mohd Faudzi, Koichi Suzumori, Satoshi Kitano, Shunichi Kurumaya: “Giacometti Six-legged Walking Robot -Leg Design Mechanism using Soft actuator-”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015 講演論文集, 1A1-06b6, 2016.

[4] 車谷駿一，髙橋宣裕，鈴森康一．細径人工筋を用いたフィッティング機構の試作．*第36回日本ロボット学会学術講演会*, 3K1-02, 2018.

特許

[1] 島田雅俊，森田陽一，藤原武史，車谷駿一．可変剛性．特願 2018-162302, 2018-8-31.

[2] 島田雅俊，森田陽一，藤原武史，車谷駿一．完全指先．特願 2018-162301, 2018-8-31.