



HAL
open science

Actionneurs non-conventionnels pour la robotique

Pierre Lambert, Pierre Renaud, Jérôme Szewczyk

► **To cite this version:**

Pierre Lambert, Pierre Renaud, Jérôme Szewczyk. Actionneurs non-conventionnels pour la robotique. Techniques de l'Ingénieur, 2016. hal-02145907

HAL Id: hal-02145907

<https://hal.science/hal-02145907>

Submitted on 3 Jun 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Actionneurs non-conventionnels pour la robotique

Non-conventional actuators for robotics

par **Pierre LAMBERT**

Professeur Chargé de Cours

Laboratoire BEAMS, Université libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Jérôme SZEWCZYK

Professeur des Universités

Laboratoire ISIR, Université Paris 6, Paris, France

Pierre RENAUD

Professeur des Universités

Laboratoire ICube, INSA de Strasbourg, Strasbourg, France

Résumé (~500 - 800 signes) : Résumé du texte

La robotique pénètre aujourd'hui de nombreux secteurs industriels. L'actionnement d'un système robotique doit répondre en conséquence à des besoins spécifiques en terme de compacité, précision, sécurité, dynamique ou compatibilité avec des environnements particuliers. Les actionnements conventionnels électromagnétique ou hydraulique peuvent alors montrer leurs limites. Cet article introduit les trois solutions alternatives les plus fréquemment considérées, et dont les performances sont complémentaires : actionnement piézoélectrique, actionnement par alliage à mémoire de forme (AMF) et actionnement fluïdique flexible. Pour chaque solution, le principe de fonctionnement est introduit, puis un état de l'art des actionneurs existants dressé. Des éléments d'aide à la modélisation et à la mise en œuvre sont fournis ainsi que des exemples significatifs de l'intérêt de chaque technologie. Une analyse comparative est finalement réalisée.

Abstract (~500 – 800 signs) : Text abstract

Robotics has now entered many industrial fields. Actuation technology at the base of a robotic system must therefore be compatible with various needs, that are very challenging in terms of compactness, accuracy, safety, dynamics or compatibility with specific environments. The performances of conventional electromagnetic or hydraulic actuators can then sometimes be exceeded. This article introduces three alternate actuation technologies, with complementary performances and among the most often considered: piezoelectric actuation, shape memory alloy actuation and flexible fluidic actuation. For each of them, the principle is first introduced, before a review of existing actuators. Modeling and integration considerations are then developed as well as the most meaningful examples to present the interest of each technology. A comparative study is finally presented.

Mots-clés / Keywords :

	français	anglais
Technologies impliquées <i>(1 à 2 termes)</i>	<i>Actionneurs</i>	Actuators
Domaines d'application <i>(1 à 2 termes)</i>	<i>Robotique</i>	Robotics
Description du contenu <i>(2 à 3 termes)</i>	<i>Actionneurs fluïdiques flexibles, piézoélectriques, alliages à mémoire de forme</i>	Flexible fluidic actuators, piezoelectric actuators, shape memory alloys

Table des matières

1	<i>Actionneurs piézoélectriques</i>	3
1.1	Principe de base	3
1.2	Etat de l'art	5
1.2.1	Introduction	5
1.2.2	Actionneurs	5
1.2.3	Moteurs	7
1.3	Caractéristiques spécifiques	10
1.3.1	Caractéristiques communes	10
1.3.2	Actionneurs piézoélectriques	10
1.3.3	Moteurs piézoélectriques	11
1.4	Modélisation et intégration	11
1.4.1	Modélisation pour le dimensionnement	11
1.4.2	Mise en œuvre	13
1.5	Applications	13
1.5.1	Robotique de production	14
1.5.2	Robotique de précision	14
1.5.3	Robotique médicale	16
1.5.4	Robotique mobile	18
1.6	Synthèse	18
2	<i>Actionneurs fluidiques flexibles</i>	19
2.1	Principes de base	19
2.2	Etat de l'art	20
2.3	Caractéristiques spécifiques	24
2.4	Modélisation et intégration	28
2.5	Applications	33
2.6	Synthèse	35
3	<i>Actionneurs à mémoire de forme (AMF)</i>	36
3.1	Introduction	36
3.2	Principe de base	37
3.3	Etat de l'art	39
3.4	Avantages et inconvénients des actionneurs AMF en robotique, comparaison avec les autres types d'actionneurs.	41
3.4.1	Points forts des actionneurs AMF	41
3.4.2	Inconvénients des actionneurs AMF	42
3.5	Modélisation et règles de conception	44
3.5.1	Influence de la température	44
3.5.2	Caractéristique force-déplacement	45
3.5.3	Bilan thermique	46
3.6	Applications des actionneurs AMF en robotique	47
3.6.1	Robotique médicale	47
3.6.2	Robots manipulateurs	50
3.6.3	Locomotion	53
3.7	Conclusion	57
Conclusion		58
Sigles, notations et symboles		60

Introduction

Un robot est un système mécatronique dans lequel l'association d'un mécanisme, de capteurs et d'actionneurs aboutit à un dispositif réalisant des tâches de manière autonome ou en collaboration avec l'homme. L'actionnement en robotique est bien entendu une problématique centrale : un actionneur est l'élément fournissant une énergie mécanique à la base de l'existence des mouvements d'un robot. Si la robotique a initialement été centrée sur des contextes industriels spécifiques, avec la réalisation de tâches répétitives, elle devient désormais omniprésente et ses contextes applicatifs sont donc aujourd'hui nombreux : domotique, santé, transports.... Des contraintes d'intégration diverses et parfois très fortes pour l'actionnement émergent de ces nouveaux domaines applicatifs. Ainsi, en robotique médicale, les contraintes de compacité sont extrêmement fortes lorsqu'il s'agit de développer des outils chirurgicaux robotisés de taille millimétrique. Les impératifs de sécurité sont par ailleurs majeurs, et l'on souhaite pouvoir limiter matériellement les courses des outils pour assurer l'existence de mouvements gardés. Dans le contexte de la robotique mobile, le rapport poids/puissance des actionneurs est une caractéristique critique pour des raisons d'autonomie. En robotique bioinspirée, on est par ailleurs conduit à considérer des solutions qui n'exploitent pas de simples mouvements de rotation ou translation pure, mais des mouvements correspondant à des déformations distribuées d'éléments de structure, qu'il s'agit de pouvoir actionner. Le caractère compliant, i.e. non rigide, des actionneurs peut de plus être un atout pour la réalisation de tâches robotiques. C'est le cas en robotique mobile, mais aussi par exemple en robotique collaborative, où l'interaction homme-robot peut être améliorée par la présence de compliance. L'association d'un actionneur électromagnétique et d'un élément compliant (donc souple), en série avec ce dernier peut être envisagée [1], mais avec un niveau d'intégration qui reste limité. Finalement, dans tous ces contextes, des stratégies d'actionnement conventionnelles trouvent leurs limites. Des solutions alternatives sont indispensables. Trois d'entre elles sont présentées dans cet article : actionneurs piézoélectriques, fluidiques flexibles et par alliage à mémoire de forme. Elles sont les plus largement exploitées si on les compare à d'autres technologies comme l'actionnement thermique, par changement de phase ou magnétostrictif dont l'usage est plus rare et plus spécifique aux faibles échelles ($\leq 1\text{mm}$). Pour chaque technologie, le principe de base est d'abord introduit, avant de dresser un état de l'art des actionneurs développés. Des éléments d'aide à la modélisation et à la mise en œuvre sont ensuite présentés, avant de détailler les champs d'application à partir d'exemples significatifs issus d'application industrielles ou en laboratoire.

1 Actionneurs piézoélectriques

1.1 Principe de base

Cette première famille d'actionneurs exploite l'effet piézoélectrique inverse, identifié par les frères Curie dans les années 1880. Cet effet permet de générer une déformation mécanique dans un matériau en lui appliquant un champ électrique. Les matériaux permettant d'obtenir un tel effet sont nombreux, parmi lesquels le quartz ou des céramiques à structure cristalline perovskite ou tungstène-bronze. Pour l'actionnement, les céramiques ferroélectriques sont très largement privilégiées, avec en particulier l'usage du

titano-zirconate de plomb (désigné dans la suite de manière conventionnelle par PZT), et possiblement le titanate de plomb $PbTiO_3$ ou le titanate de baryum $BaTiO_3$. Un polymère semi-cristallin comme le PVDF présente également un effet piézoélectrique, mais son usage comme actionneur reste très limité.

Les céramiques ferroélectriques comme le PZT sont dopées pour ajuster leurs propriétés piézoélectriques, puis mises en forme et enfin polarisées. La polarisation est une nécessité, étant donné la nature multicristalline de la matière qui conduit à des polarisations dans des directions différentes, sans effet piézoélectrique à l'échelle macroscopique. L'exploitation d'un matériau initialement à l'état de poudre permet une production industrielle sous différentes formes : éléments parallélépipédiques, en feuilles, y compris par exemple avec une forme annulaire (Fig. 1).

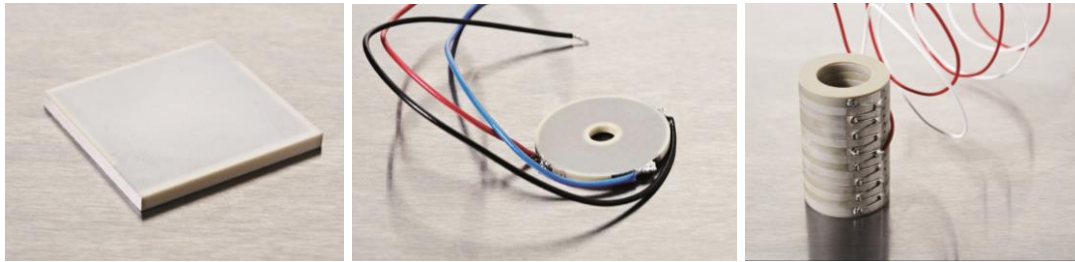
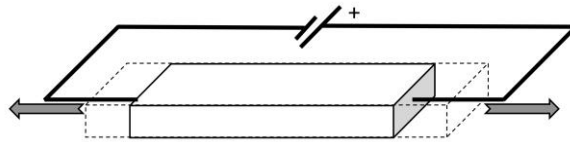
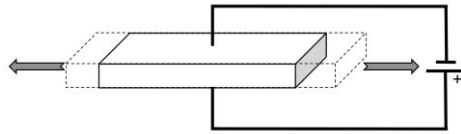


Figure 1 - Exemples de céramiques PZT de formes différentes (Noliac A/S)

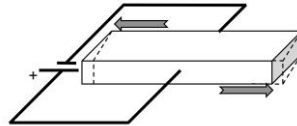
Comme introduit dans [D 3765], trois modes de couplage électromécaniques élémentaires peuvent être exploités avec un barreau parallélépipédique de matériau PZT (Fig. 2). Cette multiplicité de modes de transduction, associée à la liberté de forme permise par la nature granulaire du matériau de base, conduit au développement d'un nombre conséquent de solutions d'actionnement piézoélectrique exploitables en robotique. Le nombre et la variété des solutions proposées s'expliquent en introduisant ici les principaux avantages et limites de l'effet piézoélectrique inverse. Pour une céramique PZT, la dynamique de contraction est extrêmement élevée, et des temps de réponse inférieurs à la microseconde peuvent être exploités. En revanche, les déformations atteignables sont très réduites, de l'ordre de 0,01%, avec la présence d'une hystérésis significative, de 10 à 15%. L'hystérésis peut être gérée par la commande, comme nous le verrons en évoquant la mise en œuvre. Pour accéder à des déplacements exploitables, les actionneurs piézoélectriques ont fait l'objet d'efforts de conception importants, avec différentes solutions exposées dans la suite.



(a) Mode longitudinal



(b) Mode transversal



(c) Mode de cisaillement

Figure 2 - Représentation des trois modes de couplage électromécaniques possibles avec un barreau parallélépipédique PZT : le barreau connaît un allongement (forme finale en pointillés) sous l'action de la tension appliquée. Les flèches représentent les directions de déformation.

1.2 Etat de l'art

1.2.1 Introduction

Le développement de composants pour l'actionnement à partir de matériaux piézoélectriques est un domaine qui reste en évolution, avec l'introduction de plusieurs technologies nouvelles sur le plan commercial depuis les années 2000 : moteur Squiggle de New Scale Technologies en 2004, moteurs LSPA et RSPA de Cedrat Technologies en 2008 par exemple. Dans la suite, et comme c'est généralement l'usage, nous allons distinguer deux composants pouvant être exploités en robotique :

- l'actionneur piézoélectrique, qui va permettre d'accéder à des déplacements d'amplitude finie, généralement en deçà du millimètre ;
- le moteur piézoélectrique, qui va permettre d'accéder à des courses importantes, de plusieurs millimètres dans le cas de translations, et potentiellement infinies.

1.2.2 Actionneurs

L'actionneur le plus simple imaginable est un barreau de matériau PZT, à section rectangulaire ou cylindrique, pour lequel un couplage électromécanique en mode longitudinal est exploité. Le déplacement atteignable dépend alors directement de la tension appliquée aux bornes du barreau. On peut facilement montrer (le lecteur pourra se référer à [S 7712] pour le modèle fin de couplage tension-déplacement) que le déplacement U pouvant être généré est lié à la tension appliquée V aux extrémités du barreau : $U=d_{33}.V$ avec d_{33} (m/V) la constante piézoélectrique. Pour un matériau conventionnel comme le PIC 151 produit par Physik Instrumente GmbH & Co, le déplacement générable est de l'ordre de 0,3 micron pour une tension de 1000 V. Un déplacement aussi faible conduit à largement préférer des structures multicouches, i.e. avec un empilement de couches de matériaux PZT. Cette stratégie de conception d'actionneurs a été développée

dans les années 1980. La tension employée peut alors être divisée par 100 pour un même déplacement. Le stack, en reprenant le terme anglo-saxon souvent utilisé également en langue française, est alors conçu avec deux réseaux d'électrodes entre les couches formant des peignes croisés. Chaque peigne est relié à une électrode externe pour alimenter le composant (Fig. 3).

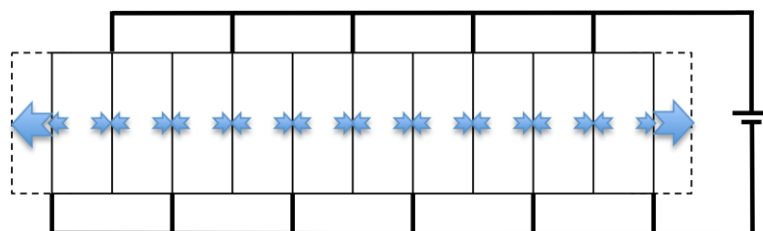


Figure 3 - Principe de construction d'un actionneur piézoélectrique multicouche : chaque couche est soumise à une tension électrique provoquant son allongement.

Pour fixer les idées, on peut voir dans le tableau 1 les caractéristiques d'un stack alors exploitable. Le déplacement maximal est de quelques dizaines de microns pour des composants commerciaux.

Tableau 1 - Caractéristiques principales de stacks piézoélectriques, pour une tension d'alimentation de 120 V (Physik Instrumente GmbH & Co)

Désignation	Dimensions (largeur x longueur x hauteur, mm)	Déplacement maximal (microns)	Effort maximal (N)	Raideur (N/micron)
P-882.11	3 x 2 x 9	8	190	24
P-885.51	5 x 5 x 18	18	900	50
P-888.91	10 x 10 x 36	38	3800	100

Il faut souligner en complément de ce tableau les dynamiques de réponse pouvant être obtenues avec de tels actionneurs : il est alors possible de disposer de temps de réponse de l'ordre de la microseconde. Dans le domaine de la robotique cette propriété est bien sûr d'intérêt comme nous le verrons dans la suite.

Le déplacement maximal est atteignable en l'absence de charge sur l'actionneur. De manière complémentaire, un actionneur piézoélectrique est défini par l'effort maximal (Tableau 1), désigné également comme l'effort de blocage, qui rend nul le déplacement par rapport à sa longueur initiale. Dans des conditions de fonctionnement quasi-statiques, qui sont valides dans nombre d'applications robotiques, les deux grandeurs que sont déplacement maximal à vide et effort de blocage définissent le domaine de fonctionnement de l'actionneur. La figure 4 donne la forme de la caractéristique effort-déplacement pouvant être obtenue pour différentes tensions.

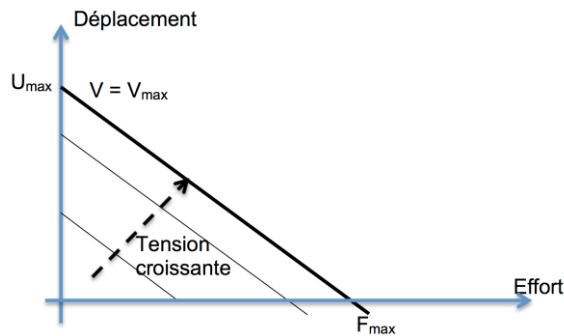


Figure 4 - Diagramme effort-déplacement représentant le domaine d'exploitation d'un actionneur piézoélectrique

L'emploi de structures multicouches est possible avec les différentes géométries introduites précédemment. Ainsi par exemple Noliac propose des structures pleines ou tubulaires (Figure 1), des éléments de type bilame permettant de générer un moment de flexion ou des éléments annulaires qui vont permettre par l'emploi d'un mode de cisaillement de générer un déplacement selon la perpendiculaire à l'élément. Les variations de forme associées aux variations de géométrie et à l'exploitation des trois modes possible de couplage électromécanique permettent de disposer de domaines de travail effort-déplacement assez distincts, pour s'adapter au besoin. Malgré tout, les amplitudes de déplacement restent en deçà du millimètre. Il existe donc des actionneurs piézoélectriques proposés avec un dispositif d'amplification mécanique intégré. Cedrat Technologies propose par exemple une gamme d'actionneurs où une structure déformable est intégrée autour du composant actif (Figure 5) pour un gain en déplacement d'un ordre de grandeur par rapport à une céramique multicouches seule.

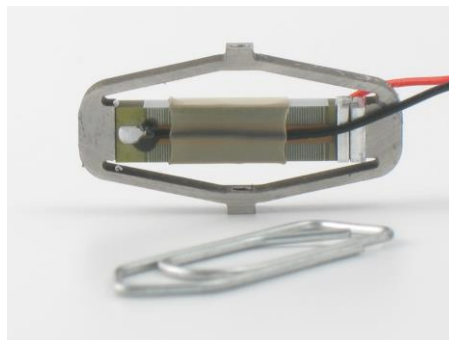


Figure 5 - Vue d'un actionneur piézoélectrique avec structure mécanique amplificatrice intégrée (Cedrat Technologies APA[®]60S)

1.2.3 Moteurs

La section 1.5 montrera l'usage d'actionneurs piézoélectriques dans des dispositifs robotiques. Bien entendu, nombre de contextes applicatifs requièrent des déplacements d'amplitude centimétrique, sinon potentiellement infini en translation ou en rotation. Deux familles de moteurs permettent d'obtenir de telles caractéristiques.

Moteurs à fonctionnement quasi-statique : Dans la première famille, le mouvement est obtenu en réalisant pas à pas la translation ou la rotation souhaitée. Deux principes sont essentiellement exploités. Le premier principe consiste à effectuer le mouvement d'avance, qu'il soit de rotation ou de

translation, en combinant plusieurs jeux d'éléments actifs. La figure 6 représente à titre d'exemple le cycle élémentaire dans le cas d'un actionneur Nexline proposé par Physik Instrumente GmbH & Co, avec la technologie Piezowalk®. A tout instant, les parties fixes et mobiles du moteur sont en contact. La transmission du mouvement est permise par le frottement entre l'élément mobile et les actionneurs élémentaires.

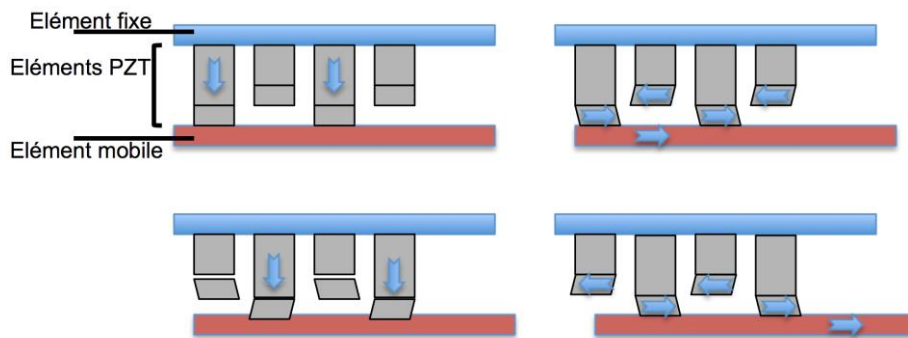


Figure 6 - Principe de fonctionnement du moteur piézoélectrique à technologie Piezo Walk® (Physik Instrumente GmbH & Co)

Le deuxième principe est celui de l'exploitation du phénomène de stick-slip pour pouvoir réaliser un mouvement d'avance sans interruption de contact entre l'élément piézoélectrique et l'élément mobile. Un profil de vitesse asymétrique est en effet utilisé pour avancer à vitesse "lente" l'élément mobile, en ayant alors adhérence entre les deux éléments, puis rétracter plus rapidement l'élément piézoélectrique en créant un glissement relatif, de sorte que l'élément mobile reste en place. Le pilotage et le mouvement caractéristique obtenu avec ce type de moteur sont représentés en figure 7.

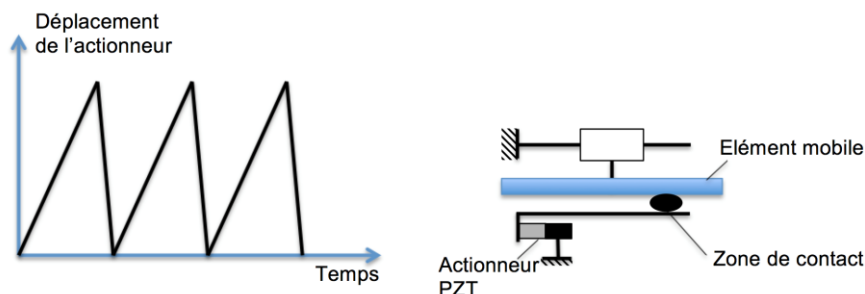


Figure 7 - Profil de commande de l'actionneur piézoélectrique et structure d'un moteur exploitant l'effet de stick-slip (cinématique simplifiée à partir du principe du moteur PI Inertia Drive, Physik Instrumente GmbH & Co)

Dans les deux cas, l'entraînement de l'élément mobile est donc obtenu par friction. Les actionneurs sont alors généralement conçus avec un élément en matériau céramique placé au contact avec les éléments piézoélectriques (Figure 8)



Figure 8 - Actionneur PiezoLegs (PiezoMotor Uppsala AB) avec

élément mobile en partie centrale et construit en céramique

Comme le composant actif à la base de ces moteurs est un actionneur piézoélectrique, certaines caractéristiques de fonctionnement en sont proches, en particulier pour la caractéristique effort-déplacement.

Moteurs à élément résonant : Pour les moteurs précédents, le pilotage des actionneurs PZT intégrés est réalisé à une fréquence en deçà de quelques kHz. Par opposition, la deuxième famille de moteurs piézoélectriques exploite la résonance d'un élément piézoélectrique, dont le mouvement en résonance va permettre de réaliser la cinématique d'avance. L'exemple de la technologie développée par Nanomotion Inc est représentatif (Figure 9). Les actionneurs de type HR exploitent des doigts actifs qui vont lors de leur vibration entraîner l'élément mobile. Un mouvement combiné de flexion et de rotation des doigts permet de revenir après la phase d'entraînement sans contact entre le doigt d'entraînement et l'élément mobile.

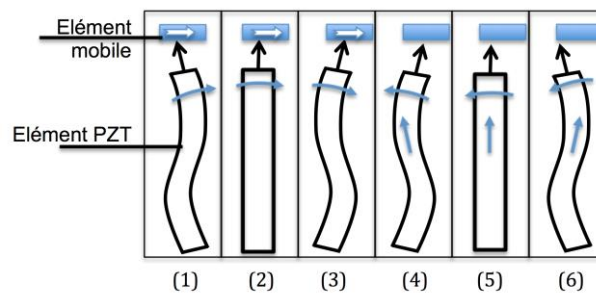


Figure 9 - Principe de mise en déplacement d'un moteur Nanomotion Inc de type HR : les phases 1 à 3 exploitent la flexion de l'actionneur PZT pour entraîner l'élément mobile. Dans les phases 4 à 6, l'actionneur effectue un mouvement hors plan qui permet un retour sans contact avec l'élément mobile.

Les moteurs existants diffèrent par la position de l'élément mis en vibration, qui soit statique par rapport au bâti du moteur (moteur HR (Nanomotion Inc), PILine (Physik Instrumente GmbH & Co)), soit mobile (USR (Shinsei Corporation)). Comme pour les moteurs dits quasi-statiques, ces moteurs reposent sur la friction pour accumuler les déplacements élémentaires obtenus par effet piézoélectrique. Cette friction conduit à l'existence d'un effort maximal transmissible. L'application d'une charge tendant à diminuer le mouvement élémentaire pouvant être réalisé, un couplage effort-vitesse existe par ailleurs (Figure 10).

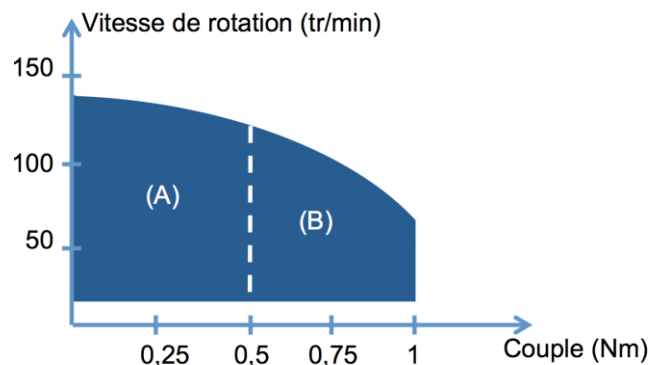


Figure 10 - Allure du diagramme force-vitesse pour un moteur

piézoélectrique USR-60 (Shinsei Corporation). Domaine (A) de fonctionnement continu, domaine (B) de fonctionnement intermittent.

Dans leur ensemble, les moteurs piézoélectriques permettent de réaliser des mouvements de rotation continue ou de translation de grande amplitude, sur plusieurs dizaines de millimètres. Le tableau 2 montre les gammes de vitesses et d'effort accessibles : les variations sont significatives du fait des technologies différentes, mais l'on peut constater des vitesses maximales de l'ordre de la centaine de mm par seconde, et des efforts de l'ordre de la centaine de N.

Tableau 2 - Caractéristiques en effort et vitesse de moteurs piézoélectriques

Constructeur	Désignation	Effort maximal (N)	Vitesse maximale (mm/s)
Cedrat Technologies	LSPA	0,3-5	20-70
Newscale Technologies	Squiggle	0,2	5
Nanomotion Inc.	HR	4,5-30	250
Piezomotor AB	Piezolegs	6,5-40	10-15
PI GmbH	Inertia Drive (N412)	7	5
PI GmbH	Nexline (N216.201)	600	1
PI GmbH	PILine	2-6	250-350

1.3 Caractéristiques spécifiques

1.3.1 Caractéristiques communes

Avant de distinguer le cas des actionneurs et des moteurs, deux remarques d'ordre général peuvent être faites. En termes de puissance tout d'abord, les actionneurs et moteurs piézoélectriques existants sont plus limités que les actionneurs électromagnétiques ou hydrauliques. Les moteurs USR (Shinsei Corp.), parmi les plus puissants, ne développent par exemple qu'une puissance maximale de 10 W. L'actionnement piézoélectrique ne se justifie donc pas par la puissance disponible. Il est en revanche très intéressant en terme de puissance volumique, avec des moteurs piézoélectriques dont la taille est particulièrement intéressante pour l'intégration en robotique.

L'actionnement piézoélectrique se distingue également par la précision de positionnement accessible et la sécurité intrinsèque des actionneurs. Ces deux points seront précisés dans la suite, tout comme son intérêt dans des milieux où les contraintes d'usage sont fortes. En effet, l'effet piézoélectrique inverse exploité et la nature des matériaux utilisés donne des avantages évidents à l'actionnement piézoélectrique pour un fonctionnement dans des ambiances sévères, dans le vide (pour des applications spatiales par exemple) ou dans un champ magnétique intense (pour des applications médicales par exemple).

1.3.2 Actionneurs piézoélectriques

La course des actionneurs piézoélectriques, en deçà du millimètre, peut être

vue bien entendu comme une limite forte à leur usage. Elle peut dans le même temps être un avantage, en offrant la possibilité de limiter les mouvements d'un système robotique, par exemple en contexte médical où un système robotique doit offrir un haut niveau de sécurité.

L'effet piézoélectrique permet d'accéder à une résolution en position potentiellement infinie. Le déplacement étant obtenu sans mouvement relatif entre éléments, il n'est par ailleurs pas affecté par des jeux de fonctionnement. Il s'agit par exemple d'un élément de référence pour des tâches de positionnement micro voire nanométrique.

L'autre avantage fondamental des actionneurs piézoélectriques est leur dynamique. Des temps de réponse de quelques dizaines de microsecondes peuvent être obtenus avec des stacks PZT.

Le pilotage en déplacement d'un actionneur piézoélectrique nécessite de gérer la présence d'une hystérésis importante, de l'ordre de 10 à 15%. Un simple pilotage en tension en boucle ouverte ne conduit qu'à un comportement assez imprécis, qui en limite l'usage.

En terme d'intégration, il faut souligner la possibilité de déposer le matériau piézoélectrique en surface d'un substrat. Cela peut permettre de réaliser une intégration à l'échelle microscopique, par exemple pour combiner des mouvements comme cela a pu être démontré dans le domaine de la microrobotique [2].

1.3.3 Moteurs piézoélectriques

Quelle que soit la technologie utilisée, les moteurs piézoélectriques offrent des résolutions très importantes, typiquement en deçà du micron en génération de translation. Il s'agit là d'un avantage pour toutes les applications de précision. S'y ajoute l'avantage de disposer d'un couple de maintien en l'absence d'alimentation. Tous les moteurs piézoélectriques utilisent en effet la friction d'un élément actif pour la transmission de mouvement. En l'absence de courant, le contact avec frottement a lieu qui peut alors éviter de recourir à l'usage d'un frein en parallèle. A titre d'exemple, un moteur USR-60 (Shinsei Corp.) a un couple de maintien de 1 N.m, pour un couple nominal de 0,5 N.m.

Les caractéristiques cinématiques sont par ailleurs souvent naturellement proches des vitesses de translation ou rotation requises par les tâches robotiques : un moteur piézoélectrique peut être envisagé plus facilement que des actionneurs conventionnels en prise directe, sans intégration de réducteur. Ce qui est alors bénéfique en terme d'inertie vue par le moteur, de jeu de fonctionnement néfaste à la précision, et finalement de compacité.

1.4 Modélisation et intégration

1.4.1 Modélisation pour le dimensionnement

Pour les actionneurs piézoélectriques, nous avons introduit le couplage force-déplacement qui existe. Pour les moteurs piézoélectriques, la caractéristique de fonctionnement se situe plutôt dans un plan force-vitesse. Il est donc difficile d'exploiter un même modèle pour le dimensionnement à la fois des actionneurs et des moteurs piézoélectriques.

Les actionneurs piézoélectriques peuvent être vus comme des ressorts dont

on pilote la caractéristique par la tension qui leur est appliquée. En deçà de leur fréquence de résonance, on écrit donc usuellement que le déplacement U est lié à la tension V et à l'effort généré F par

$$(1) U = (N \cdot V - F) / K$$

avec N la caractéristique de l'actionneur et K sa raideur. Le produit $N \cdot V$ est homogène à une force et pour la tension maximale V_{\max} , ce produit est égal à l'effort bloqué F_{\max} qui caractérise le composant. Le déplacement maximal, en l'absence d'effort, est lui égal à $U_{\max} = F_{\max} / K$ à partir de cette même relation.

L'application d'une charge sur l'actionneur va provoquer une variation des déplacements atteignables. Si la charge est constante et égale à F_c , son application peut être modélisée comme décalant la caractéristique effort-déplacement d'un déplacement ΔU (Figure 11).

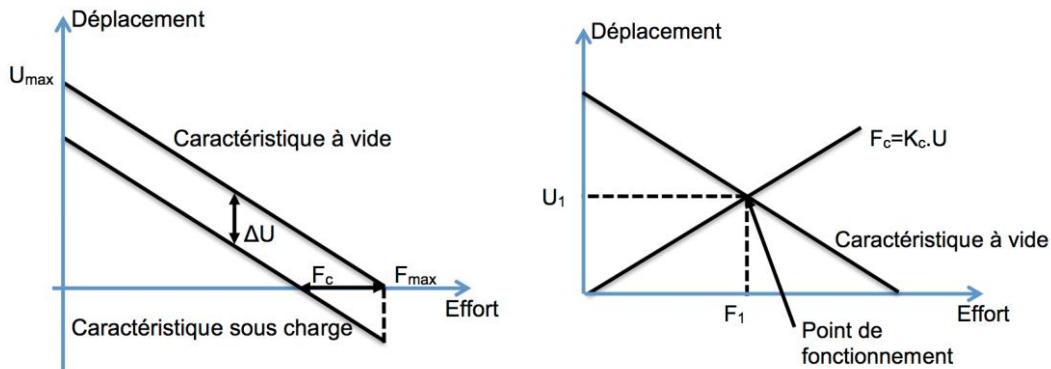


Figure 11 - Evolution de la caractéristique effort-déplacement en fonction de la charge appliquée à un actionneur piézoélectrique. A gauche, cas d'une charge constante et à droite cas d'un chargement variant avec le déplacement.

Dans le cas où le chargement peut être décrit comme variant linéairement avec le déplacement, donc modélisable par un ressort mis en face de l'actionneur, la caractéristique de fonctionnement va dépendre du rapport entre raideur de l'actionneur et de la charge. La course accessible sera alors égale à $U_1 = U_{\max} \cdot K / (K + K_c)$ avec K_c la raideur de la charge. Cette situation est très fréquemment rencontrée, car les actionneurs piézoélectriques sont souvent couplés à des mécanismes flexibles, donc exploitant l'élasticité de la matière pour l'obtention de mouvements, avec un effet ressort qui est alors significatif.

Ces modèles sont des outils efficaces pour dimensionner un actionneur dans nombre d'applications robotiques. Il s'agit alors de bien évaluer la nature du chargement, qui comme on vient de le souligner peut largement influencer sur le domaine de travail de l'actionneur. On considère usuellement que cette approche est valable jusqu'à des fréquences de pilotage égales à un tiers de la résonance de l'ensemble actionneur et charge liée. Ce domaine de travail est assez souvent celui visé pour éviter par ailleurs des difficultés de commande liées à une mise en résonance du système.

Les actionneurs piézoélectriques peuvent tout de même aussi parfois être utilisés via leur mise en résonance comme nous le verrons sur certains exemples. Le dimensionnement est alors beaucoup plus délicat. Le comportement en résonance est celui d'un système masse-ressort, avec un déplacement atteignable qui est lié au facteur de qualité mécanique de l'actionneur, généralement supérieur à 100. Le dimensionnement doit alors

tenir compte des limitations en contrainte du matériau, en température du fait de l'échauffement du matériau à haute fréquence, et de la tension de pilotage.

Pour les moteurs piézoélectriques, on dispose d'informations de niveau variable sur les caractéristiques de fonctionnement et finalement sur un modèle de fonctionnement. Dans tous les cas, le comportement au contact entre la céramique PZT et l'élément mobile va cependant varier en fonction de la charge d'une manière assez semblable à ce qui a été décrit pour un actionneur. L'augmentation de la charge sur un moteur piézoélectrique tend donc à diminuer le pas élémentaire d'avance, et à fréquence constante, finalement la vitesse atteignable. Les diagrammes du type représenté en figure 10 peuvent donc être utilisés pour rechercher un point de fonctionnement adéquat pour l'actionnement d'un système.

1.4.2 Mise en œuvre

Sur le plan matériel, la mise en œuvre suppose essentiellement de gérer l'exploitation de matériaux céramiques. Il s'agit en effet de matériaux présentant un comportement élastique fragile supportant peu la mise en traction et le cisaillement. Pour les stacks PZT, des composants déjà protégés existent, avec une intégration de la céramique dans une structure qui va précharger la céramique d'une part et empêcher d'autre part l'application de moments parasites. Il faut sinon veiller à empêcher une telle situation, en créant des liaisons rotules au niveau des extrémités de l'actionneur, et en empêchant le chargement en traction de l'actionneur.

Pour les moteurs, les éléments actifs sont généralement protégés et intégrés pour assurer un fonctionnement correct. Ces moteurs exploitent cependant souvent un élément en céramique comme élément mobile, pour ses propriétés en terme de frottement et d'usure. L'accouplement du moteur avec sa charge doit alors être réalisé avec soin pour éviter un endommagement de cet élément, les critères étant les mêmes que pour un actionneur dans le paragraphe précédent.

Sur le plan de la commande, plusieurs stratégies peuvent être considérées. La problématique essentielle est la compensation de l'hystérésis inhérente à l'effet piézoélectrique. Une commande en boucle ouverte avec un asservissement de la charge permet déjà de limiter l'hystérésis à 2 à 3% [3]. Pour des applications de précision, l'utilisation d'une jauge de déformation pour évaluer de manière externe l'état de la céramique permet d'aller beaucoup plus loin dans l'asservissement en position, en mettant en place une boucle locale d'asservissement. De telles solutions sont proposées par les constructeurs, avec des cartes d'asservissement optimisées par rapport à l'actionneur exploité.

1.5 Applications

L'actionnement piézoélectrique a été exploité dans des champs assez variés de la robotique. Son usage a été envisagé dès la fin des années 1980, initialement pour sa puissance volumique. H.S. Tzou propose ainsi en 1989 [4] la conception d'un effecteur pour la manipulation robotique basé sur un actionnement piézoélectrique, en exploitant deux poutres mises en flexion par

l'emploi de matériau PVDF. Depuis lors, ses avantages principaux que sont sa dynamique, sa compacité, sa résolution ont été exploités aussi bien en robotique de production, de précision, qu'en robotique médicale ou mobile.

1.5.1 Robotique de production

La capacité dynamique de l'actionnement piézoélectrique a été exploitée dans le domaine des structures actives, hors du champ de la robotique : la compensation de vibration de structures est alors réalisée de manière efficace avec des actionneurs piézoélectriques. On retrouve ce type d'exploitation par exemple dans [5], qui montre l'exploitation de transducteurs piézoélectriques pour la compensation de manière active des vibrations liées au premier mode propre d'un robot parallèle.

Dans [6], les capacités dynamiques des actionneurs PZT sont exploitées par le Fraunhofer IPA à Stuttgart pour concevoir une cellule d'usinage robotisée (Figure 12). Un robot industriel porte la pièce à usiner, et un dispositif actif porte la broche. Les actionneurs intégrés au porte-broche ont une course de 150 microns, qui après amplification mécanique permet de disposer de capacités de correction de 0,5 mm dans les trois directions de l'espace. Les déplacements sont obtenus en présence d'efforts significatifs, de l'ordre de 1000 N, dus à l'usinage. Avec ce schéma où un robot accomplit les mouvements macroscopiques et le porte-broche les mouvements microscopiques, une amélioration d'un facteur 8 de la précision est démontrée grâce à l'apport de l'actionnement PZT.



Figure 12 - Dispositif d'usinage robotisé avec porte-broche à actionnement piézoélectrique

1.5.2 Robotique de précision

La capacité à maîtriser des déplacements avec une résolution micro voire nanométrique a rendu l'usage des actionneurs piézoélectriques très fréquent dans le domaine de la robotique de précision. Des produits comme les plateformes PI Piezo Scanner permettent ainsi de contrôler des mouvements dans le plan sur une amplitude de 20 microns x 20 microns, avec une répétabilité inférieure à 4 nanomètres, et une résolution de l'ordre du nanomètre. L'exploitation de moteurs piézoélectriques permet d'accéder à des déplacements plus conséquents, pour des tâches toujours de positionnement de précision. Le même constructeur propose désormais par exemple l'intégration de moteurs piézoélectriques de technologie pas à pas dans une plateforme hexapode. Ce type de structure robotique parallèle (Figure 13)

permet de disposer des six mouvements possibles de translation et de rotation, avec une amplitude des déplacements de 1,5 mm, des rotations de 2°, pour une résolution de 0,1 micron, avec une charge utile de 15 N, le dispositif occupant un volume de 100 mm x 100 mm x 90 mm. L'existence d'efforts de maintien importants est ici un avantage, car il permet de maintenir une position sans alimenter en permanence les moteurs. Aucun mouvement parasite généré par l'enclenchement de freins n'est possible, et aucun problème d'échauffement des actionneurs en position fixe ne peut se produire comme cela peut être le cas avec des actionneurs conventionnels.

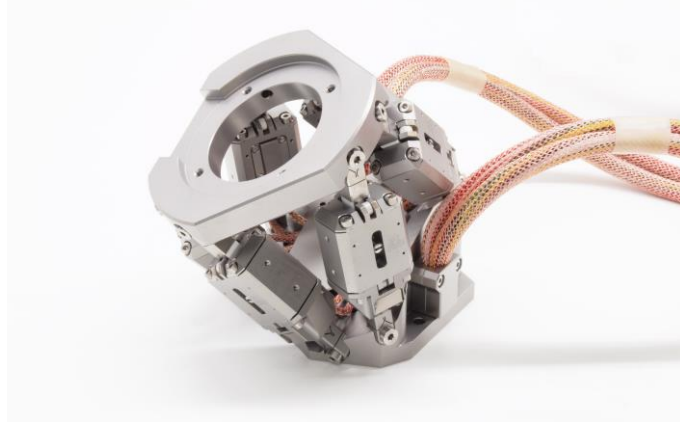


Figure 13 - Hexapode de positionnement exploitant des moteurs piézoélectriques (Physik Instrumente GmbH &Co)

La micro-robotique exploite par ailleurs les solutions d'actionnement piézoélectrique, pour les mêmes raisons de puissance volumique, et également les possibilités d'intégrer en surface le matériau pour créer des structures actives. La micro-pince développée par le laboratoire FEMTO-ST à Besançon, et aujourd'hui commercialisée par Percipio Robotics est à ce titre un bon exemple. La pince (Figure 14) est composée de deux doigts de préhension. Les doigts exploitent des éléments PZT, qui permettent de fournir quatre mouvements indépendants : chaque doigt peut à la fois se rapprocher de l'autre, et fléchir pour se rapprocher de l'objet à manipuler. La résolution en déplacement est à nouveau très fine, à savoir 10 nm, avec une répétabilité de 5 microns.

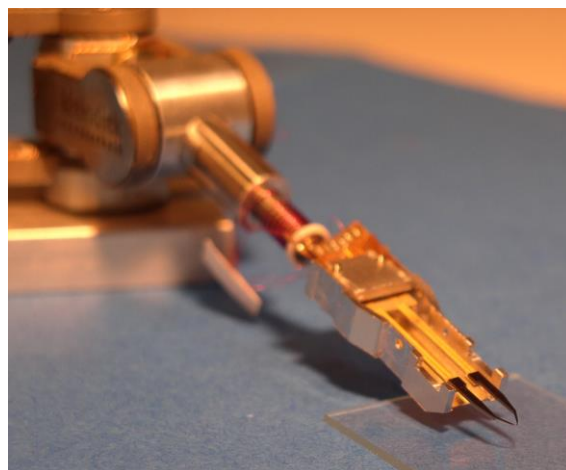


Figure 14 - Pince PiezoGripper pour la microrobotique à actionnement piézoélectrique (Percipio Robotics)

1.5.3 Robotique médicale

La conception de systèmes robotiques pour des applications médicales et chirurgicales peut aussi bénéficier de l'actionnement piézoélectrique. Le premier exemple est celui du système prototype Cardiolock, développé par le laboratoire ICube à Strasbourg. Ce dispositif est ce qu'on peut qualifier d'outil mécatronique actif [7], dans le sens où il exploite les techniques de conception et de commande robotique mais sa fonction est ciblée sur une partie du geste, dans le cas considéré la stabilisation de la surface du cœur pendant un pontage coronarien. Son objectif est de palier les défauts de maintien en position des dispositifs passifs, sous l'action du battement cardiaque. Il emploie pour cela une structure compliant, dans laquelle sont intégrés des stacks PZT (figure 15). La dynamique des actionneurs est ici associée à leur précision pour pouvoir réaliser une compensation active, avec une dynamique de l'ordre de 50 Hz. Les déplacements en bout de tige du stabilisateur sont alors de l'ordre de 2 mm, avec des actionneurs à amplificateurs mécaniques intégrés développant environ 100 microns.

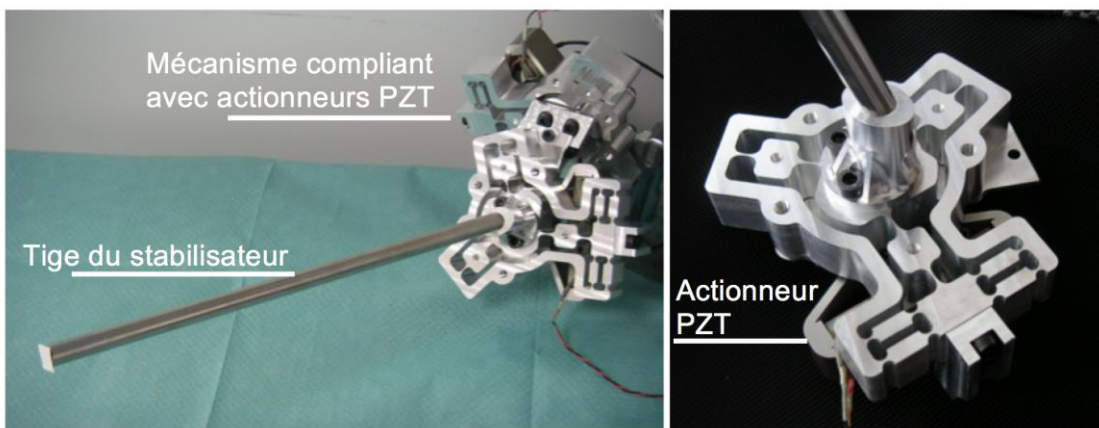


Figure 15 - Stabilisateur cardiaque robotisé à actionnement piézoélectrique. Vue générale (gauche) et zoom sur le mécanisme compliant associé à l'actionneur piézoélectrique

Le laboratoire FEMTO-ST à Besançon a exploité des moteurs piézoélectriques Squiggle (New Scale Technologies) pour concevoir un dispositif de contrôle d'orientation de miroir (figure 16), en vue d'asservir en position un laser médical dans des opérations sur les cordes vocales [8]. On peut remarquer ici que l'actionnement piézoélectrique permet d'obtenir des solutions très compactes d'intérêt en contexte chirurgical. L'unité d'actionnement a un volume n'excédant pas 8 mm x 10 mm x 12 mm, avec des excursions angulaires atteignant les 45° sans dommage pour la structure portant le miroir.

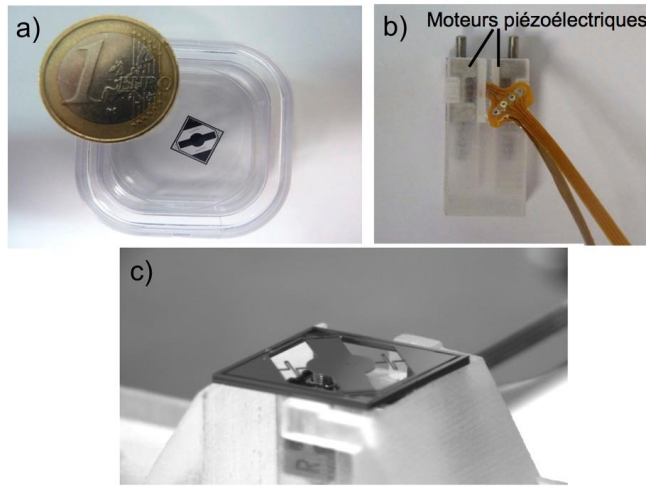


Figure 16 - Vues du dispositif robotisé Squipabot : (a) la structure compliant, (b) la platine d'actionnement avec deux moteurs piézoélectriques, (c) l'ensemble après intégration.

Le couple de maintien inhérent aux principes de fonctionnement des moteurs piézoélectriques est exploité également dans le domaine de la robotique médicale, en profitant dans le même temps de la compatibilité avec les milieux spécifiques dans le cas de la conception de dispositifs pour la radiologie interventionnelle. Il s'agit alors de fournir une assistance au positionnement et à l'insertion d'outils chirurgicaux de type aiguille, alors que le dispositif et le patient sont situés à l'intérieur d'une IRM. L'espace disponible est très faible, et la compacité est ici un autre avantage exploité pour la conception de dispositifs robotiques. Ainsi le dispositif développé par le laboratoire AIM à Worcester (USA) destiné à l'insertion d'aiguilles [9] est conçu en exploitant trois moteurs piézoélectriques (figure 17). Un premier moteur permet de positionner une table par rapport au patient, en fonction d'un trajet d'insertion d'aiguille prédéfini. Deux autres moteurs permettent ensuite de réaliser l'insertion et la rotation de l'aiguille durant cette insertion. Il est ainsi possible d'actionner l'insertion d'instruments médicaux, ici pour prélever des tissus en vue d'une biopsie, en restant compatible avec l'imageur médical.

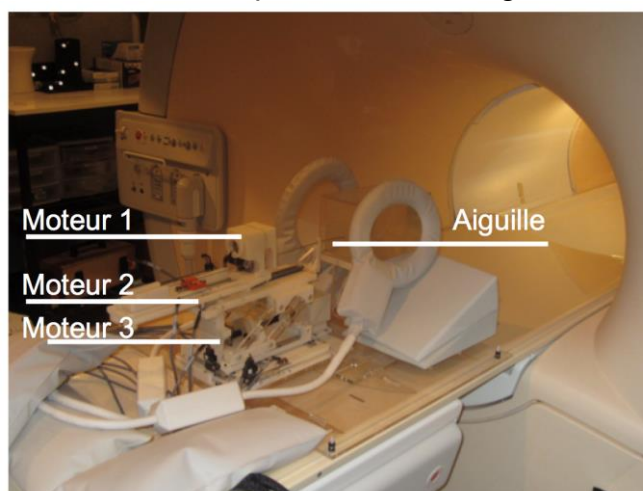


Figure 17 - Robot de positionnement d'aiguille pour l'insertion dans la prostate. Le moteur 1 gère la rotation de l'aiguille, le moteur 2 son insertion et le moteur 3 l'élévation de la table porte-aiguille.

1.5.4 Robotique mobile

L'actionnement piézoélectrique peut enfin permettre d'accéder à des solutions à haut niveau d'intégration, moyennant de travailler sur l'intégration physique des éléments piézoélectriques, et sur leur commande.

Ainsi, dans [10], un robot mobile centimétrique est conçu pour évoluer en milieu aquatique. Une approche bioinspirée est exploitée pour la génération de mouvement, avec un actionneur piézoélectrique qui est relié à un mécanisme de transformation de mouvement. L'efficacité de l'approche tient à l'exploitation du pilotage en résonance de l'actionneur, pour parvenir à réaliser avec deux stacks de 2 mm x 3 mm x 8 mm des déplacements des propulseurs à une fréquence d'environ 200 Hz, et finalement atteindre des vitesses de déplacement de 20 à 30 mm/s.

L'actionnement piézoélectrique trouve également sa place dans des applications de robotique aérienne. Un exemple très intéressant est celui développé par le Microrobotics Lab de Harvard [11] avec un microrobot volant répliquant le vol d'un insecte (figure 18). Un actionneur piézoélectrique de type bilame est intégré dans le corps du microrobot, le mouvement alternatif de flexion étant ensuite amplifié par un mécanisme compliant relié aux ailes. Il faut noter ici d'une part l'intérêt de l'actionnement pour sa puissance massique, et par ailleurs pour les dynamiques atteignables : le mouvement de battement est réalisé à une centaine de Hz. Le niveau d'intégration requis est par ailleurs satisfait en combinant l'actionnement PZT avec un procédé de fabrication additive spécifique qui permet de lier le bilame à la structure déformable assurant la transmission du mouvement.

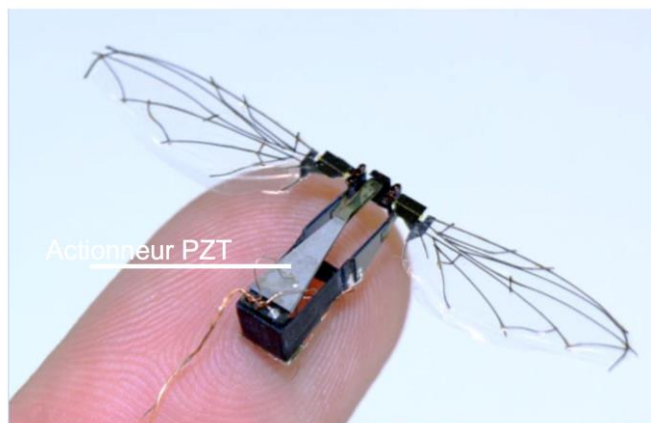


Figure 18 - Microrobot volant par approche bioinspirée

1.6 Synthèse

L'actionnement piézoélectrique a des caractéristiques radicalement différentes de celles de l'actionnement électromagnétique ou hydraulique conventionnel. Les déformations des matériaux actifs exploités sont très faibles, ce qui peut limiter leur utilisation directe. Les dynamiques obtenues, la précision accessible, la puissance volumique que possèdent les actionneurs piézoélectriques sont cependant des atouts pour cette technologie qui permet de concevoir aujourd'hui des systèmes robotiques performants. L'actionnement sur de grandes amplitudes, avec l'emploi de moteurs piézoélectriques, repose sur différentes cinématiques qui ont en commun l'exploitation de frottement au contact entre élément fixe et mobile. Les performances précédentes en sont impactées, mais on a alors encore accès à une technologie d'actionnement présentant de bonnes dynamiques, une précision importante, et ce qui a été montré, une compatibilité avec des environnements spécifiques qui peut s'avérer précieuse.

2 Actionneurs fluidiques flexibles

2.1 Principes de base

De nombreux actionneurs en micro-robotique sont basés sur l'utilisation de matériaux dits actifs, souvent aussi appelés matériaux intelligents [12]. Comme nous avons vu précédemment, l'actionneur par excellence pour les applications de précision est le matériau piézoélectrique, caractérisé par de très hautes contraintes d'actionnement mais de très faibles déformations. Le paradigme a en effet longtemps été d'associer la robotique de précision à de très grandes raideurs, afin d'améliorer les propriétés dynamiques. Or, ces derniers temps, on assiste à l'émergence d'une mécanique que nous appellerons flexible, qui recouvre par exemple les travaux en plein essor de la communauté appelée en anglais « soft robotics », ou encore le développement d'instruments flexibles pour les applications médicales [13].

Cette nouvelle robotique flexible a besoin pour se développer de systèmes de guidage (assurant la cinématique) et d'actionnement (assurant la dynamique) tolérant de grandes déformations. Les polymères répondent à ce besoin, comme l'indique par exemple leur comparaison avec les métaux à travers le ratio de leur limite élastique σ_{\max} et de leur module de Young E (Tableau 3 - . Plus ce ratio est élevé, plus le matériau tolérera une grande course élastique, par exemple lorsqu'il est utilisé pour réaliser des guidages flexibles.

Tableau 3 - Comparaison du ratio limite élastique σ_{\max} / module de Young E pour trois familles de matériaux : les polymères et élastomères, les métaux et alliages, les céramiques et verres (d'après la base de données CES EduPack).

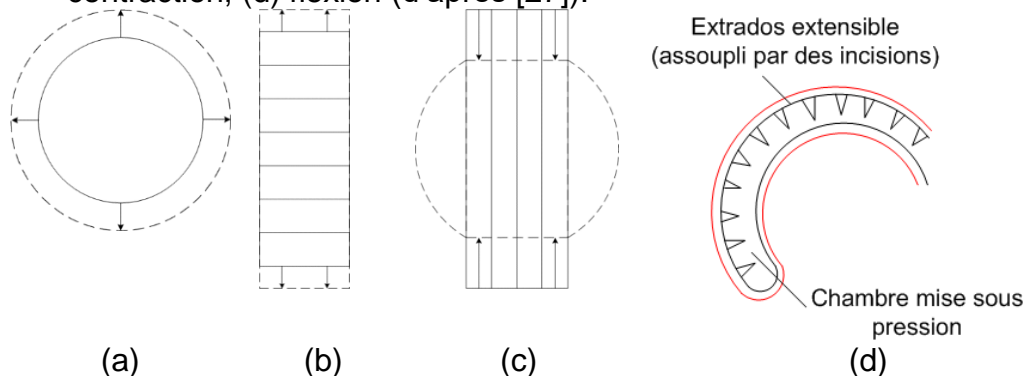
Matériaux	σ_{\max}/E (sans unité)
Elastomères	200-20000
Polymères	7-60
Métaux et alliages	0,2-10
Céramiques et verres	0,05-2

Notons que cette contribution omet volontairement de parler de la commande de ces robots flexibles ou des architectures d'actionneurs à impédance variable [1,14]. Elle se focalise sur les structures élastiques en polymère, actionnées par une pression : on parle d'actionneurs fluidiques flexibles [13].

Le principe de base des actionneurs fluidiques flexible consiste en l'application d'une pression sur une structure élastique anisotrope. Les configurations de base sont données à la Figure 19. La figure 19a n'est pas à proprement parler un actionneur fluide flexible, mais un simple ballon sphérique qui se déforme de façon isotrope sous l'application d'une pression. Si l'on veut obtenir une déformation anisotrope, il faut contraindre le ballon flexible en le renforçant de fibres. La figure 19b représente une structure contrainte par des fibres annulaires empêchant sa dilatation radiale : l'application d'une pression provoquera une élongation axiale de la structure, perpendiculairement aux plans des fibres. La figure 19c illustre une structure renforcée par des fibres

disposées parallèlement, suivant l'axe de la structure. Elles empêchent donc l'élongation axiale, mais pas le gonflement radial. Comme les fibres de renfort ne peuvent être allongées, cette dilatation radiale provoque une contraction axiale. Enfin, suivant l'idée du bilame, la flexion est obtenue en combinant extension et compression, ou simplement extension d'une couche accolée à une couche passive (figure 19d). On peut également croiser des fibres de manière oblique : on obtient alors la structure proposée dès les années '50 par Joseph McKibben.

Figure 19 - Principes de base : (a) dilatation isotrope, (b) élongation, (c) contraction, (d) flexion (d'après [27]).



Les avantages communément admis de ces actionneurs fluidiques flexibles résident dans une grande compliance¹, une grande efficacité de la conversion de l'énergie pneumatique d'entrée, un échauffement très faible (quoique discuté dans [15]), une faible densité et surtout, l'absence de pièce magnétique. En particulier, dans le cas d'applications médicales comme l'insertion de tubes flexibles par les voies naturelles (endoscopie), on soulignera l'absence de pièces électrifiées (contrairement aux actionneurs électrostatiques et piézo-électriques, aux polymères électro-actifs ou aux moteurs électromagnétiques), ou de températures élevées (contrairement aux alliages à mémoire de forme ou actionneurs thermiques). L'absence de pièces mobiles évite les contacts glissants, sources de frottements et de fuites. Tout ceci sera nuancé dans ce qui suit.

2.2 Etat de l'art

L'inventaire et le classement des actionneurs fluidiques flexibles est ambigu. On voit par exemple les très nombreuses appellations adoptées suivant les sources (Tableau 4). Dans cet état de l'art, on utilisera la classification introduite à la Figure 19 : actionneurs contractiles et fléchissant (les actionneurs flexibles s'allongeant sont sujets au flambement et donc moins utilisés [16]).

Tableau 4 - Diversité des appellations suivant les sources : [13, 17-20] et appellations commerciales [*]. *En italique : vocabulaire anglais d'origine.*

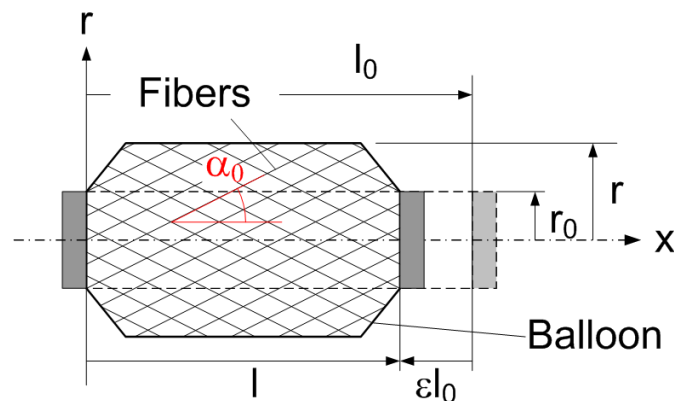
	Nom générique	Classifications
[17]	Micro-actionneurs hydrauliques et pneumatiques	Membrane, ballon, muscle artificiel, soufflet

¹ La compliance est l'inverse de la raideur (on parle aussi de souplesse). On entend par là la traduction française du vocable anglais « compliant ».

	<i>Pneumatic and hydraulic microactuators</i>	<i>Membrane, balloon, artificial muscle, bellow</i>
[13]	Actionneurs fluidiques flexibles <i>Flexible fluidic actuators</i>	Micro-actionneur flexible, soufflet, raideur anisotrope, actionneur pneumatique de type ballon <i>Flexible microactuator (FMA), fluidic bellow manipulator, anisotropic rigidity, pneumatic balloon actuator (PBA)</i>
[18]	Muscles pneumatiques artificiels <i>Pneumatic artificial muscles (PAM)</i>	Actionneur pneumatique à plis <i>P-PAM = Pleated PAM</i>
[19]	Microactionneur flexible <i>Flexible Microactuator (FMA)</i>	
[20]	Origami par élastomères <i>Elastomeric Origami</i>	Actionneurs pneumatiques <i>Pneumatic actuators</i>
[*]	<i>Fluidic muscle, Shadow Air Muscle, Flow Control Muscle</i>	

La première famille d'actionneurs fluidiques flexibles repose sur l'actionneur historique dit de McKibben, développé à la fin des années '50 : un brevet est déposé par Gaylor en 1958 (voir les annexes à cet article, « Pour en savoir plus »), tandis qu'Agerholm crédite McKibben lui-même de l'invention et de son application comme muscle artificiel pour la réhabilitation des membres supérieurs [21]. Il se compose d'une poche ou ballon étanche et élastique, enserré par des fibres tressées suivant un angle de tressage α_0 .

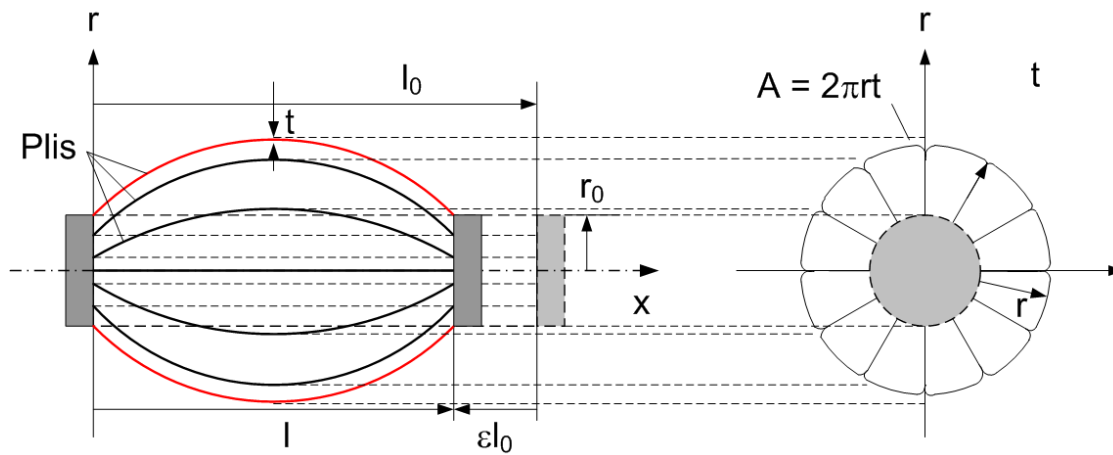
Figure 20 - Schéma de principe de l'actionneur McKibben.



Le principe de ces actionneurs est de convertir la pression appliquée p en une dilatation radiale ($r > r_0$) d'un ballon enserré par des fibres tressées, provoquant ainsi sa contraction axiale ε (en pourcentage de sa longueur initiale : $\varepsilon = 1 - l/l_0$). Ce principe se décline actuellement sous plusieurs produits commerciaux (voir paragraphe 2.5). Il reste néanmoins sujet à deux défauts de principe : le frottement entre les fibres lorsqu'elles pivotent l'une contre l'autre et la fraction de l'énergie de pression stockée sous forme élastique pour déformer la membrane étanche.

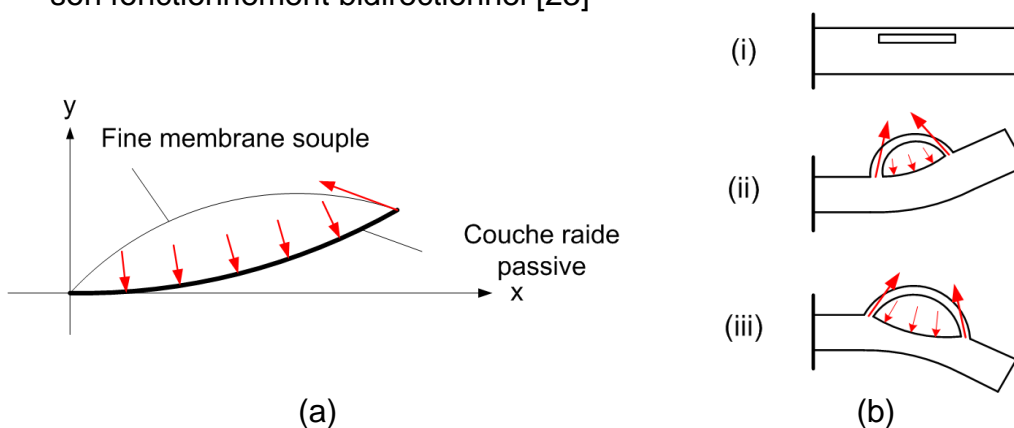
Une évolution naturelle du muscle de McKibben est donc le muscle pneumatique à plis, introduit par Daerden [18]. La membrane assurant l'étanchéité est dotée de plusieurs plis axiaux, permettant une souplesse azimutale en même temps qu'une grande raideur axiale.

Figure 21 - Paramètres du muscle pneumatique à plis proposé par Daerden [18].



Une deuxième grande famille d'actionneurs fluidiques flexibles est le type « ballon » (« balloon actuator »), basé sur la dilatation d'une poche adjacente à une structure passive. La structure passive (voir Figure 22) est plus raide que la fine membrane élastique qui lui est attachée. Ceci peut s'obtenir par une asymétrie de géométrie, ou une asymétrie de propriétés matériau (voir à ce sujet la classification proposée par Gorissen [22]). Les forces qui s'appliquent à cette structure passive (ci-après dénommée poutre) lorsque l'actionneur est mis sous pression sont de deux types : la pression p agissant perpendiculairement à la poutre, et une force localisée à son extrémité, reflétant la traction exercée par la membrane élastique. Les deux efforts conduisent à un couple qui déforme la poutre du côté de la membrane. Il est à noter que ce type d'actionneur présente souvent un comportement non-linéaire : au-delà d'un seuil de pression, la flexion change de sens (voir figure 22b).

Figure 22 - Principe de l'actionneur de type ballon (a) principe (b) et de son fonctionnement bidirectionnel [23]



On voit que cette deuxième famille d'actionneurs ne requiert plus ni tressage de fibres ni pliage de membranes. Les niveaux de pression sont plus faibles (de l'ordre de 100kPa contre quelques bars pour les muscles de type McKibben). Ces actionneurs ballons sont intrinsèquement plus adaptés à la micro-robotique (taille <10mm). Outre les travaux repris dans les revues de la littérature proposées par [13, 17, 24] citons également les travaux d'Owaki, qui a appliqué ces actionneurs à la conception d'un joint pour endoscope [25].

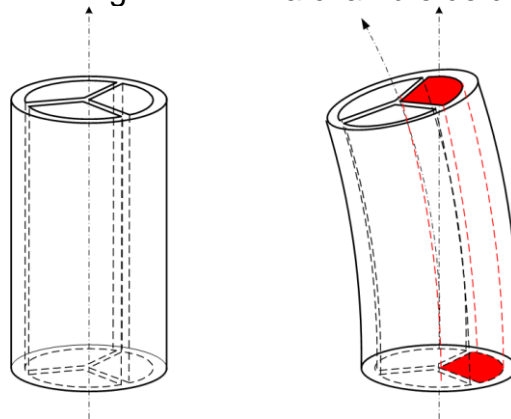
Figure 23 - Actionneurs de type ballon (a) localisés (d'après [26]); (b) distribués (Photo mise à disposition par Benjamin Gorissen, d'après [22]).



En fonction de la longueur du ballon par rapport à la longueur de la poutre, ces actionneurs de type ballon peuvent être considérés comme localisés ou distribués (Figure 23 -).

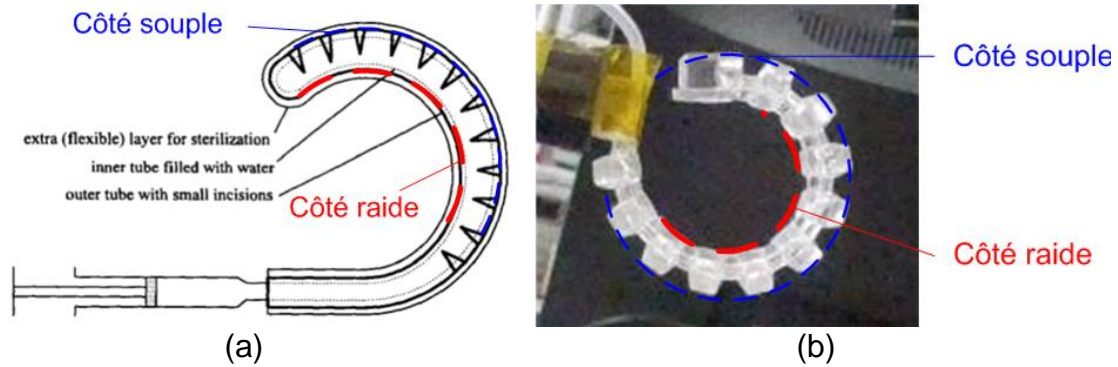
Plus largement, les actionneurs fluidiques flexibles à compliance distribuée représentent une famille en soi. On a vu ci-dessus le comportement non-linéaire des actionneurs de type ballon : au-dessus d'un seuil de pression, la poutre se déforme non plus du côté de la poche flexible, mais dans le sens inverse. Cette flexion du côté opposé à la chambre pressurisée se comprend en considérant l'allongement de la poche sous pression, qui tend à fléchir la structure suivant le principe du bilame [19] (voir Figure 24). De nombreuses conceptions deviennent alors possible pour rendre l'une des couches plus souple et extensible.

Figure 24 - Actionneur fluide flexible à 3 chambres, se courbant sous l'action de la pression régnant dans la chambre de droite (en rouge) [13]



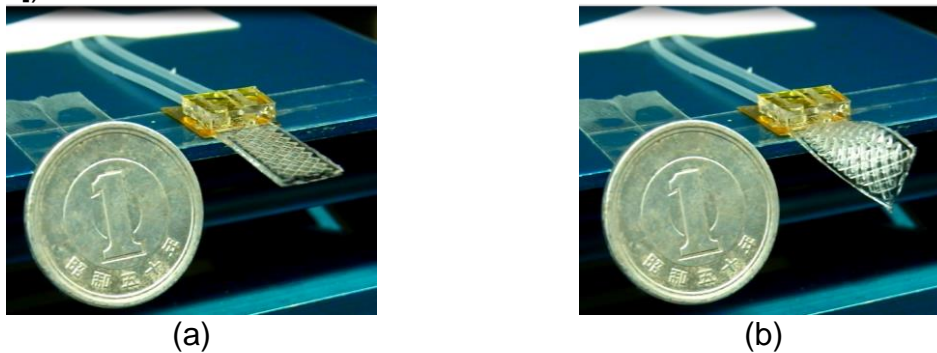
C'est le cas par exemple du préhenseur flexible développé par Lazeroms [27], dont la rigidité anisotrope est obtenue par des incisions du côté du tube que l'on souhaite rendre plus souple (Figure 25 - a). La Figure 25 - b illustre la courbure d'un actionneur flexible obtenu par moulage de silicone : l'anisotropie de raideur réside dans le contraste entre l'intrados (épais et plein) et l'extrados, constitué de poches creuses et extensibles. Il est à noter que ce type d'actionneur est bidirectionnel (le côté des poches flexibles devient l'intrados sous pression négative).

Figure 25 - (a) Exemple de rigidité anisotrope obtenue en incisant le côté qui devient l'extrados sous pression positive (d'après [27]) (b) Exemple d'actionneur flexible obtenu par moulage de silicone (contribution des auteurs, d'après la conception décrite dans [28], pression $p = 50\text{kPa}$)



A côté de ces cinématiques de base, bien d'autres mouvements sont possibles que nous ne saurions tous citer. Par exemple, Gorissen et Konishi ont publié récemment un actionneur de torsion représenté à la Figure 26 - (voir aussi [20]).

Figure 26 - Exemple d'actionneur fluide flexible de torsion (17mm x 7mm x 0.65mm (Photo mise à disposition par Benjamin Gorissen, d'après [29])



Ces schémas de base peuvent être combinés :

- pour réaliser des faisceaux de fibres-actionneurs de traction mis en parallèle [30-31] ;
- pour augmenter l'effort développé en flexion, [16] propose la mise en parallèle d'un actionneur se contractant avec un deuxième s'allongeant ;

Enfin, l'agencement adéquat de poches flexibles qui seront pressurisées successivement permet la génération d'ondes progressives, utilisées pour le transport de composants ou la réalisation de tubes extrudés pour la propulsion d'endoscopes [32].

2.3 Caractéristiques spécifiques

Il existe de nombreux critères de comparaison des actionneurs fluidiques flexibles, entre eux d'une part et avec les autres technologies d'autre part (Ashby et al [33]). Les éléments les plus importants pour le roboticien sont probablement l'élongation libre (sans force appliquée), la force de blocage (sans déplacement), et le temps de réponse, mais de nombreux autres critères de comparaison ont été retenus par différents auteurs, rendant la comparaison globale très ardue.

[17] compare ainsi la contrainte développée (N/mm^2) en fonction du volume de l'actionneur (mm^3), [13] tente une comparaison aussi exhaustive que possible suivant les critères de fluide (pneumatique ou hydraulique), la pression appliquée (bar), les dimensions, le nombre de degrés de liberté, les performances atteintes (fournissant quand elles sont disponibles les données de course, de force, d'angle de flexion), mais aussi des indications sur les choix de fabrication (matériaux, procédés). [24] propose une comparaison sur base de la pression appliquée (kPa), les efforts développés (force ou couple), la course atteinte (linéaire ou angulaire), ainsi que les dimensions (longueur x largeur x épaisseur).

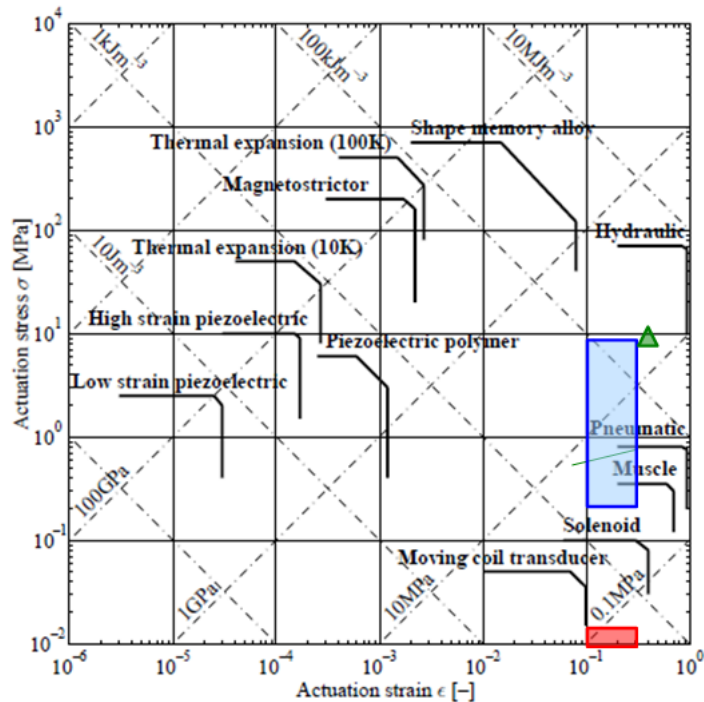
Afin de donner une comparaison la plus large possible sur la base de 17 actionneurs dont on donne les paramètres au Tableau 5 - , nous nous limitons aux comparaisons suivantes : positionnement dans un diagramme contrainte – déformation (Figure 27), positionnement dans un diagramme force de blocage – course libre (Figure 28), positionnement dans un diagramme contrainte – amplification de la pression d'entrée (Figure 29) et enfin, comparaison des courses libres et des longueurs au repos (Figure 30).

Tableau 5 - Comparaison des actionneurs de la littérature. ID = numéro d'étiquette pour les figures ci-après ; l_0 =longueur libre ; b = largeur ; h = épaisseur ; d = course libre ; F = force de blocage ; p = pression appliquée ; ϕ = diamètre (pour les actionneurs de section circulaire – b et h sont donnés pour les sections rectangulaires) ; $\varepsilon = d/l_0$ = déformation (contraction pour les McKibben) ; $\sigma = F / (\pi\phi^2/4)$ = contrainte ; $\eta = \sigma/p$ = amplification de la pression appliquée.

ID	l_0 (mm)	b (mm)	h (mm)	d (mm)	F (N)	p (kPa)	Φ (mm)	ε (%)	σ (kPa)	η	Référence
1	120	-	-	30	6000	600	40,0	25%	4775	8,0	Festo (DMSP40)
2	100	-	-	42	3300	300	25,0	42%	6723	22,4	[36]
3	60	-	-	15	1500	600	20,0	25%	4775	8,0	Festo (DMSP20)
4	290	-	-	58	700	276	0,0	20%	-	-	[30]
5	40	-	-	10	630	800	10,0	25%	8021	10,0	Festo (DMSP10)
6	300	-	-	84	500	200	14,0	28%	3248	16,2	[34]
7	170	-	-	54	140	110	30,0	32%	198	1,8	[66]
8	62	-	-	8	6	1000	1,5	13%	3395	3,4	[47]
9	140	-	-	14	5	400	5,0	10%	255	0,6	[47]
10	10	-	-	2	0,120	10	5,0	22%	6	0,6	[47]
11	16	16,000	0,800	5	0,050	100	-	-	-	-	[24]
12	70	10,000	6,000	10	0,045	80	-	-	-	-	Données des auteurs
13	70	10,000	6,000	10	0,022	80	-	-	-	-	Données des auteurs
14	70	10,000	6,000	8	0,018	60	-	-	-	-	Données des auteurs
15	11	2,000	0,200	5	0,007	150	-	-	-	-	[24]
16	4	1,000	0,135	7	0,007	80	-	-	-	-	[24]
17	4	0,800	0,120	2	0,002	240	-	-	-	-	[24]

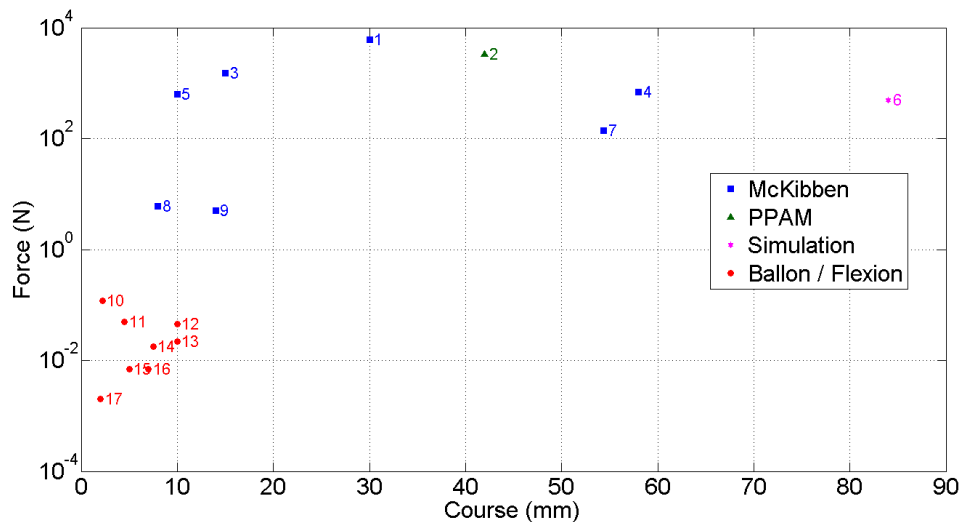
La Figure 27 - positionne les muscles McKibben (en bleu, numérotés 1, 3-5, 7-9), PPAM (en vert, numéroté 2) et l'actionneur fluide (en rouge, numéroté 10) dans le diagramme contrainte-déformation donné par [33]. On y voit qu'ils sont parmi les actionneurs développant les plus grandes déformations et se positionnent un peu mieux que les autres actionneurs pneumatiques repris par [33], en 1997 il est vrai.

Figure 27 - Abaque de comparaison des actionneurs proposée par [33], présentant la contrainte développée en fonction de la déformation. On a superposé les performances des actionneurs McKibben (en bleu, numérotés 1, 3-5, 7-9), PPAM (en vert, numéroté 2) et fluide de flexion (en rouge, numéroté 10).



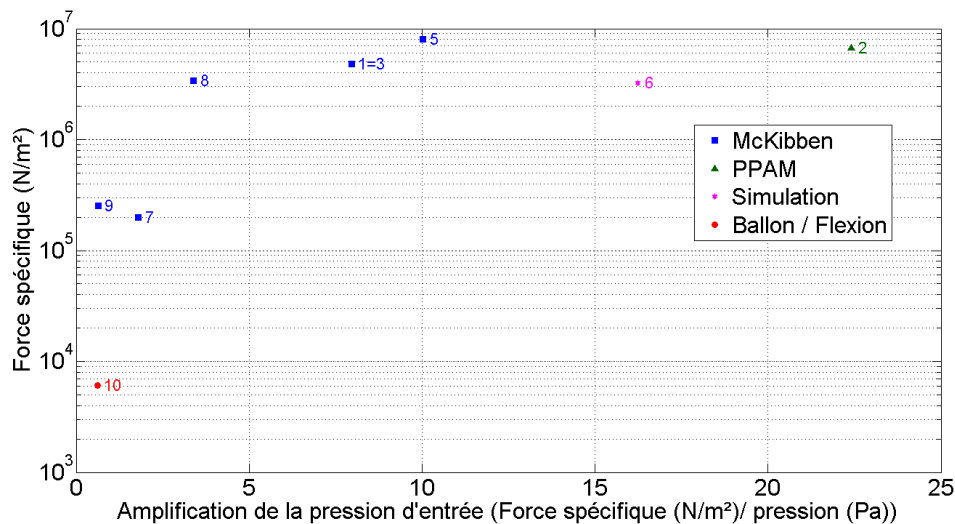
Les données de déformation (ϵ) ne sont généralement reprises que pour les actionneurs de section cylindrique (McKibben, numérotés 1, 3-5, 7-9 ou PPAM, numéroté 2) présentant une contraction axiale. Pour les autres actionneurs fluidiques fonctionnant en flexion, la littérature rapporte généralement un déplacement linéaire qui est celui de leur extrémité libre (mm) et/ou leur course angulaire (radian). Nous avons donc porté à la Figure 28 - la force de blocage développée par les actionneurs en fonction de leur course libre. On notera le seuil de force de blocage de 1 N, séparant les muscles de type McKibben (et PPAM) des actionneurs fluidiques de flexion (ces derniers représentés en rouge, numérotés de 10 à 17).

Figure 28 - Force de blocage (N) en fonction de la course libre (mm), pour les 17 actionneurs repris dans le Tableau 5 - . Légende : carrés bleus numérotés 1, 3-5, 7-9 = McKibben, triangle vert numéroté 2 = PPAM, étoile magenta numérotée 6 = résultat de simulation, disques rouges numérotés de 10 à 17 = actionneurs fluidiques de flexion.



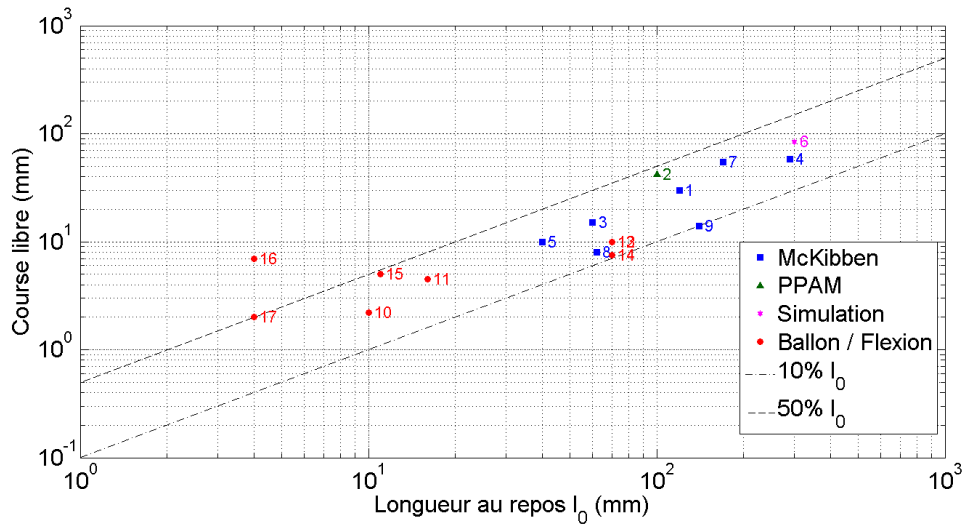
La figure 29 donne une autre vue des actionneurs pour lesquelles on dispose de la force spécifique développée σ . On voit sur cette figure comment la pression d'entrée p peut être amplifiée par le design pour développer une force spécifique σ jusqu'à plus de 20 fois supérieure. Autrement dit, un même niveau de force spécifique peut être atteint avec une pression d'actionnement plus petite.

Figure 29 - Contrainte développée (ou force spécifique) σ (N/mm²) en fonction du ratio η d'amplification contrainte développée / pression appliquée (sans unité), pour les actionneurs repris dans le Tableau 5 - dont on connaît le diamètre. Légende : carrés bleus numérotés 1, 3-5, 7-9 = McKibben, triangle vert numéroté 2 = PPAM, étoile magenta numérotée 6 = résultat de simulation, disques rouges numérotés de 10 à 17 = actionneurs fluidiques de flexion.



Finalement, la Figure 30 indique que la plupart des actionneurs flexibles rapportés dans la littérature développent des courses libres entre 10% et 50% de leur longueur initiale (à comparer aux 0.1% des céramiques piézo-électriques, donné au Tableau 1).

Figure 30 - Loi d'échelle observée sur les actionneurs fluidiques flexibles : course en fonction de la longueur au repos. Légende : carrés bleus numérotés 1, 3-5, 7-9 = McKibben, triangle vert numéroté 2 = PPAM, étoile magenta numérotée 6 = résultat de simulation, disques rouges numérotés de 10 à 17 = actionneurs fluidiques de flexion.



2.4 Modélisation et intégration

[34] propose la revue très didactique des modélisations des actionneurs McKibben, partant d'un modèle très idéalisé de muscle artificiel qu'il développe ensuite pour prendre en compte l'angle de tressage des fibres de renfort, la géométrie de la paroi élastique enserrée par le treillis, l'écart à la géométrie cylindrique idéale, le stockage d'énergie élastique dans la paroi élastique, les pertes par frottement induites par la variation de l'angle de tressage, et enfin, l'extension de la modélisation pour tenir compte du comportement dynamique. Certains de ces résultats sont validés expérimentalement sur des muscles McKibben développés par Hitachi Medical Corporation [35].

Détaillons maintenant l'ordre de grandeur de la force développée par l'actionneur idéal donné par [34] comme :

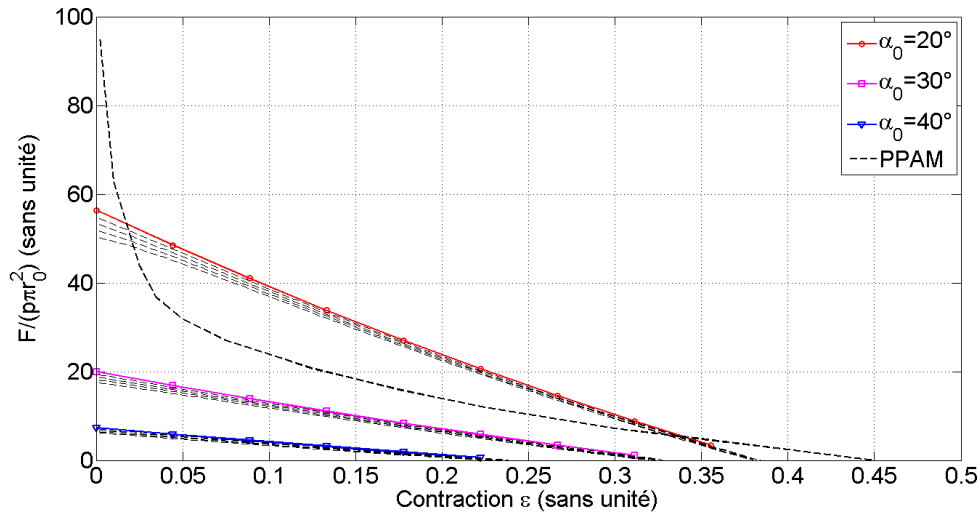
$$(2) F = 4Ap \frac{1}{\tan^2 \alpha_0} \left[3(1 - \varepsilon)^2 - \frac{1}{\cos^2 \alpha_0} \right]$$

Dans cette expression (représentée à la Figure 31), A représente l'aire de la section au repos de l'actionneur ($A = \pi r_0^2$), p la pression appliquée, α_0 l'angle de tressage et ε la contraction de l'actionneur ($\varepsilon = 1 - \frac{l}{l_0}$). On voit donc que le muscle McKibben agit comme un amplificateur de la force de pression $p\pi r_0^2$ développée par un cylindre de même diamètre.

Figure 31 - Représentation graphique de l'équation (2) : force développée développée (normalisée par la pression p et la section au repos), en fonction de la contraction ε du muscle et de son angle de tressage α_0 , ainsi que la correction apportée par les imperfections géométriques (membrane non infiniment mince : ratio épaisseur/rayon compris entre 0.05 et 0.20, par pas de 0.05). Le modèle traitillé noir (« PPAM ») fait référence au modèle d'actionneur à plis qui sera introduit à l'équation (3), pour la valeur du paramètre d'élasticité $a=0^2$ [18].

² L'équivalence est réalisé grâce au facteur de forme donné par Daerden : $l_0/r_0=10$. Dès lors, la force normalisée donnée par Tondou peut être comparée à la fonction f calculée par Daerden et représentée à la

Figure 32 - : $\frac{F}{p\pi r_0^2} = \frac{(l_0/r_0)^2}{\pi} f$



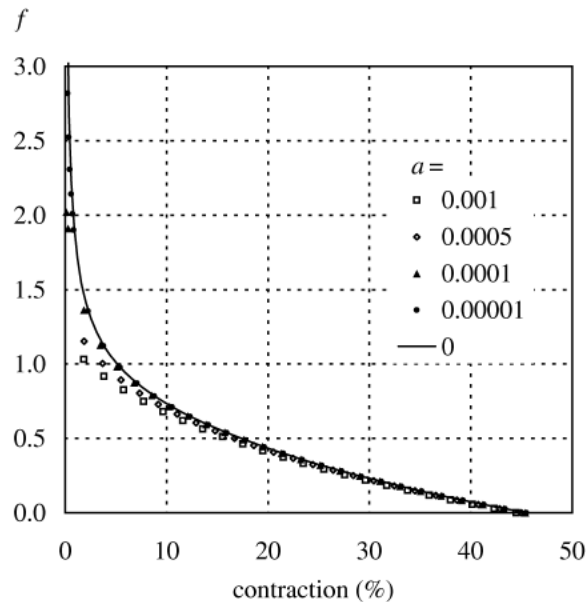
Les muscles pneumatiques de McKibben présentent on le voit le défaut de stocker de l'énergie élastique dans la membrane, qui n'est pas utilisée directement pour l'actionnement. D'autre part, le frottement entre les brins du treillis conduit à de l'hystérèse qui rend la commande plus complexe. Certains auteurs dont Daerden ont donc, on l'a vu, introduit le concept de muscle pneumatique à plis (P-PAM) [36].

Une expression de la force développée par ces muscles à plis est donnée par [18] :

$$(3) F = pl_0^2 f\left(\varepsilon, \frac{l_0}{r_0}, a\right)$$

où $a = \frac{1}{2h_0} \frac{p}{E}$ est un paramètre d'élasticité de la membrane pliée : p est la pression appliquée, E le module de Young de la membrane pliée, $h_0 = \frac{t_0}{r_0}$ l'épaisseur normalisée de la membrane (voir la Figure 21 - pour la définition des paramètres et la Figure 32 pour la représentation graphique de l'équation (3)).

Figure 32 - Modélisation des muscles artificiels pliés d'après Daerden [36]. On y lit en fonction de la contraction ε du muscle et du paramètre a donné dans le texte l'évolution de la force développée (normalisée par la pression p et le carré de la longueur l_0 de l'actionneur). Dans cette figure le ratio l_0/r_0 est de 10:1.



Dans le cas des actionneurs de type ballon représenté à la Figure 22a, il n'existe pas à notre connaissance de modèle pour le calcul de la caractéristique force-déplacement.

Pour une géométrie simplifiée 2D, [37] modélise l'âme raide de l'actionneur comme une poutre (équation d'Euler-Bernoulli) et fait l'hypothèse d'une membrane mince élastique circulaire. Cette hypothèse est basée sur l'analogie avec les interfaces air-liquide dans lesquels règne une tension de surface γ (N/m). Les efforts exercés sur la partie raide sont alors de deux natures : une force distribuée due à la pression et une force localisée exercée par la membrane à l'extrémité de la poutre suivant la tangente à la membrane. La force par unité de longueur³ de cette force localisée est alors donnée par $F/b = \gamma$ [38].

Ces résultats de simulation reproduisent le comportement bidirectionnel de l'actionneur (flexion du côté de la poche pour les faibles pressions p , dans le sens opposé pour les plus grandes pressions). Le changement de comportement est observé lorsque la pression atteint 40% de la pression maximale⁴. Une modélisation par la méthode des éléments finis est développée par [24] pour les cas 3D.

La structure proposée par Wakimoto et al. [28] est très proche de l'actionneur ballon modélisé ci-dessus. Il s'agit d'une âme plus raide mise en flexion par l'élongation d'un capot constitué d'une série de poches élémentaires telles que celle représentée à la Figure 33b. Chaque poche élémentaire de longueur u contient une cavité hémicylindrique de diamètre D connectée aux poches amont et aval par un conduit hémicylindrique de rayon B . La poche élémentaire, constituée de la cavité hémicylindrique et des connecteurs amont et aval a une longueur λ . L'actionneur fluide flexible est constitué par la mise en série de n poches élémentaires.

Figure 33 - (a) Structure fluide flexible proposée par Wakimoto [28] (Photo mise à disposition par l'auteur ©Wakimoto2015) ; (b) et sa poche élémentaire : $h = h_t + t = 1\text{mm}$, $\lambda = 1.2\text{mm}$, $D = 2\text{mm}$, $0.25\text{mm} < B <$

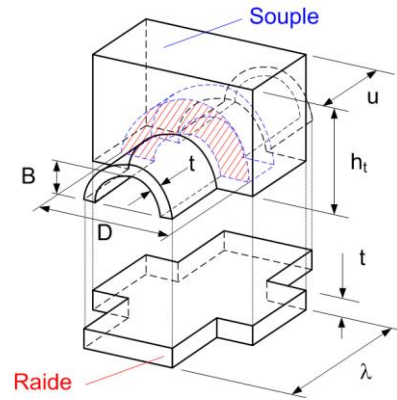
³ La géométrie est supposée bidimensionnelle, infinie suivant la profondeur

⁴ La pression maximale est définie comme la pression limite au-delà laquelle le modèle décrit ne converge plus.

0.70mm, 0.10mm < t < 0.25mm.



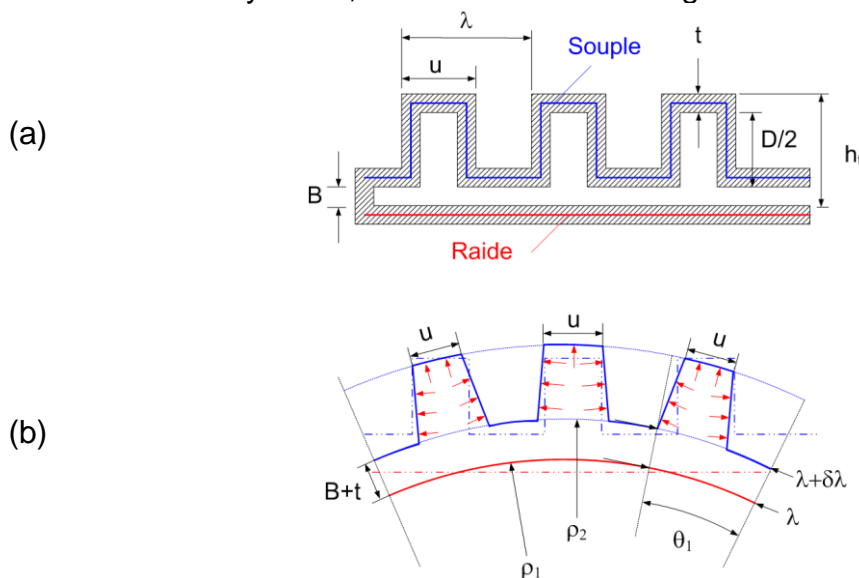
(a)



(b)

Au repos, lorsqu'aucune pression n'est appliquée, les cavités hémicylindriques ne sont pas déformées : on a la vue de coupe schématisée en Figure 34a. Sous l'effet de la pression, les parois de la cavité se déforment, conduisant à l'allongement $\delta\lambda$ de la poche élémentaire. En toute rigueur, la partie raide subit également un allongement que l'on observe tout particulièrement dans les actionneurs réalisés avec des polymères très souples (Ecoflex). Toutefois, on va négliger ici cette déformation de traction devant la déformation de flexion, plus importante, que subissent les flancs des cavités hémicylindriques. Dès lors, l'actionneur fluide flexible se comporte comme un bilame courbé comme indiqué à la Figure 34b.

Figure 34 - Coupes schématisiques de la structure fluide proposée par Wakimoto [28] (a) au repos : on a représenté les fibres médianes des parties raide (ligne droite rouge) et souple (serpentin bleu); (b) sous pression, la poche élémentaire s'allonge d'une longueur $\delta\lambda$, provoquant la courbure de la fibre médiane de la partie raide, considérée ici comme la fibre neutre du système, c'est-à-dire dont la longueur reste inchangée.



On déduit de cette figure les relations suivantes, liant les inconnues

géométriques ρ_1 , ρ_2 et θ aux paramètres du problème (λ , $\delta\lambda$, B et t) :

$$(4) \lambda = \theta\rho_1$$

$$(5) \lambda + \delta\lambda = \theta\rho_2$$

$$(6) \rho_2 - \rho_1 = B + t$$

conduisant au rayon de courbure de l'actionneur fluide flexible $\rho \approx \rho_1 \approx \rho_2 \approx (B + t) \frac{\lambda}{\delta\lambda}$.

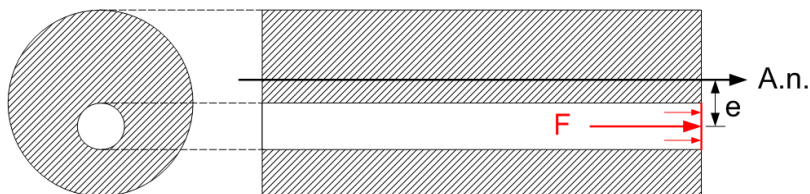
Une modélisation dynamique de ces actionneurs en vue de leur contrôle est bien sûr nécessaire, mais sort du cadre de cet article. Nous référons vers [34, 39-42]. Les aspects d'hystérèse sont aussi abordés dans [43]. Enfin, d'après Gorissen, les temps de réponses sont de l'ordre de 1 à 10hz, tandis que les muscles Festo DMSP (voir ci-après section 2.5 sur les applications) sont positionnés dans la plage de 1 à 150Hz.

En ce qui concerne la fabrication des actionneurs fluidiques flexibles polymériques, on retrouve les grands procédés de mise en forme des polymères :

- le moulage, pour les polymères thermodurcis, bien adapté aux petites séries pour autant qu'on dispose d'un moyen de fabrication de moules (fraiseuses à commande numérique, imprimante 3D). Des polymères extrêmement souples (Ecoflex) ont ainsi été moulés autour de bandelettes de papier⁵, créant ainsi la dualité raide/souple [20]
- l'extrusion, pour les polymères thermoplastiques, plus difficile à mettre en œuvre mais plus intéressante pour la production de grandes longueurs.
- l'impression 3D, encore limitée par les propriétés mécaniques des polymères utilisés (résines pas assez souples, problème de vieillissement) ou la technologie (besoin de machines bi-matériaux). On notera la fabrication récente rapportée par [44], à l'aide de la technologie PolyJet (Stratasys).

La solidarisation des parties moulées peut être un enjeu en soi, aussi l'extrusion permet la fabrication monolithique [22], en évitant la problématique du collage ou du soudage [45] des deux moitiés obtenues par moulage.

Figure 35 - Exemple de fabrication sans solidarisation [22]. L'asymétrie créant la partie raide et la partie souple est obtenue en décentrant la lumière par rapport au tube, générant un couple produit de la force de pression et de l'excentricité (A.n. = axe neutre).



La fabrication des actionneurs pneumatiques à plis reste artisanale [13, 18, 37] et leur miniaturisation est difficile voire impossible pour des diamètres inférieurs à 10mm. [46] rapporte la fabrication d'actionneurs à plis formés de

⁵ Elastomeric origami

films plastiques (non élastomères).

[47] a réalisé un actionneur McKibben miniaturisé (diamètre : 1.5mm, longueur 62mm), à l'aide d'un tube en caoutchouc creux (diamètre extérieur : 1mm, diamètre intérieur 0.5mm), enserré d'une gaine de fils électrique. Les connecteurs, fabriqués par usinage à commande numérique, sont collés à l'ensemble tube-treillis.

La production en grande série d'actionneurs McKibben est possible en combinant l'extrusion du tube d'étanchéité autour duquel on réalise un tressage. [48] rapporte ainsi la fabrication de muscles McKibben d'un diamètre entre 0.6mm et 10mm.

Un des défis de fabrication reste la miniaturisation des valves.

Enfin, en termes d'éléments de rigidification, la littérature indique l'utilisation de papier [20] mais aussi de fibres de kevlar [49] et de verre [50].

2.5 Applications

Au-delà des très nombreux muscles artificiels, préhenseurs et autres actionneurs déjà mentionnés dans cette contribution, illustrons le grand potentiel des actionneurs fluidiques flexibles à travers les applications suivantes (et non exhaustives).

En termes de locomotion, [51] a montré qu'il était possible d'utiliser le mouvement elliptique de l'onde progressive pour faire avancer dans un intestin artificiel⁶ un colonoscope autour duquel est enroulé un tube à 3 poches. Le mouvement d'onde progressive a été étendu à deux degrés de liberté par Ribuan, afin de démontrer la faisabilité de surfaces actives « omnidirectionnelles » (x , y , θ_z) par actionnement pneumatique [52].

En termes d'instruments médicaux, citons les travaux du projet ID2U⁷ (instrument dextre à usage unique), qui ont appliqué les muscles McKibben à l'actionnement d'un joint et d'une pince d'endoscopie [53].

Toujours dans le domaine médical, des actionneurs extensibles ont été appliqués par Taniguchi [54]. Shimizu [55] utilise l'extension d'un ballon flexible pour étirer le substrat de croissance de cellules.

Enfin, la production quasi-industrielle par Suzumori de muscles pneumatiques miniaturisés de type McKibben (diamètre jusqu'à 0.6mm [48]) laisse entrevoir la réalisation de faisceaux de muscles pour l'actionnement de robots bipèdes, mais aussi l'intégration de fibres actives dans les tissus. L'application ciblée est le tissage de vêtements actifs pour les bagagistes de l'aéroport de Tokyo.

Figure 36 - (a) Exemple de faisceaux de muscles McKibben miniaturisés [48] ; (b) Exemple de tissage à partir de muscles McKibben miniaturisés pour la production de vêtements actifs [48].

⁶ Voir les vidéos disponibles en ligne avec les mots-clés Prof. Suzumori + self-propelled colonoscope.

⁷ ID2U ANR-07-TecSan-007



(a)

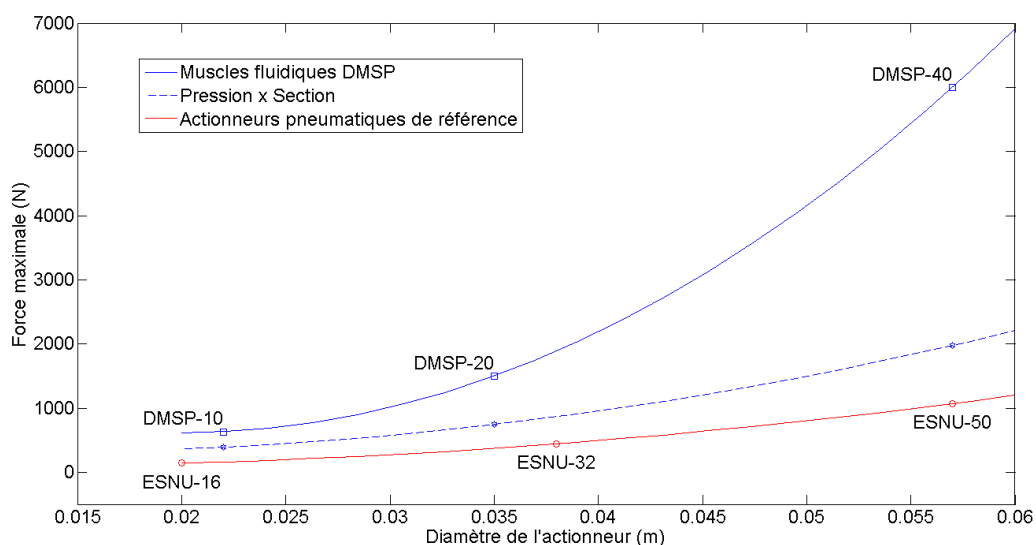


(b)

Enfin, au-delà des muscles pneumatiques à plis introduits par Daerden, Noshioka a réalisé des structures produisant des cinématiques de déploiement plus complexe, mais également en supprimant toute membrane en élastomère au profit de structures déployables réalisées à partir de films plastiques pliés [46].

En ce qui concerne les développements industriels, le premier muscle pneumatique est connu sous le nom de « Rubbertuator », développé par la société Bridgestone dans les années '80 (voir section annexe, « Pour en savoir plus »). Aujourd'hui, la société Festo commercialise des actionneurs fluidiques (« fluidic muscles » DMSP/MAS6000N, 25%) dont les forces de blocage maximales sont indiquées à la Figure 37. Ces muscles sont utilisés comme actionneurs ou ressorts ajustables. D'autres produits sont commercialisés par Shadow Robot (Shadow Air Muscle), Merlin Systems (Flow Control Muscles). Une comparaison de ces produits à travers les critères de force de blocage et de contraction maximale est donnée au Tableau 6.

Figure 37 - Exemples de muscles fluidiques DMSP développés par la société FESTO. Ils sont comparés aux actionneurs pneumatiques conventionnels produits par le même fabricant, ainsi qu'au produit de la pression de service et de l'aire de la section du muscle.

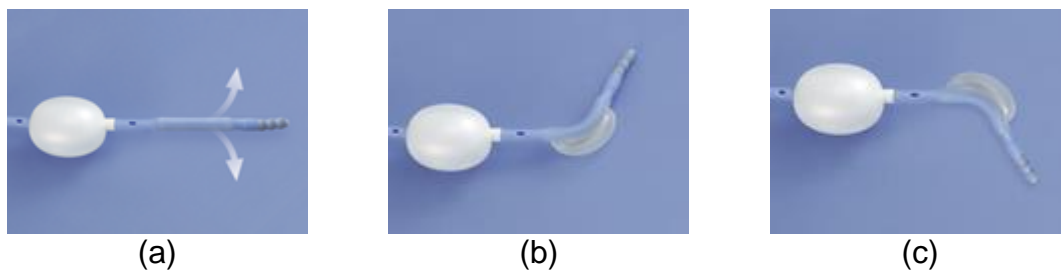


Un exemple d'application médicale des actionneurs fluidiques flexibles est le cathéter développé par la société Fuji Systems, utilisant le gonflement de deux ballons antagonistes pour orienter un cathéter comme indiqué à la Figure 38.

Tableau 6 - Comparaison des forces de blocage et contractions maximales

Produit	Force de blocage (N)	Contraction maximale (%)
Festo DMSP-40	6000	25
Shadow Air Muscle	700	37
Flow Control Muscle	300	30

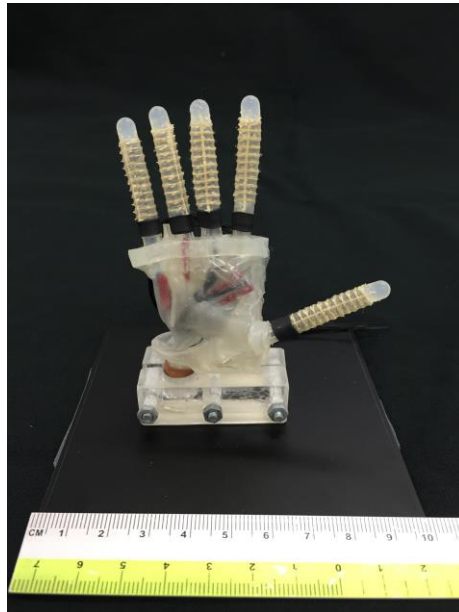
Figure 38 - Exemple de cathéter orientable par le gonflement de ballons (d'après www.fujisys.co.jp/en/products/ireus/pdf/new-ILEUS_e-book_1210.pdf et www.fuji-sys.jp/article/13402313.html/)



2.6 Synthèse

La limitation majeure des actionneurs fluidiques flexibles réside dans la longueur des lignes électriques de signal et des lignes d'alimentation pneumatiques. Les développements les plus récents visent donc à intégrer la source de pression au sein même des actionneurs fluidiques flexibles. Une première proposition pour ce faire consiste à utiliser l'ébullition d'un liquide choisi de manière idoine. Ce changement de phase s'opère à une température qui dépend de la pression extérieure. En augmentant la température à l'intérieur de l'actionneur fluidique flexible, l'ébullition entraîne l'augmentation de la pression en équilibre avec le liquide, qui peut alors servir à déployer l'actionneur contre des efforts extérieurs [56-57]. Une deuxième avancée récente consiste en l'utilisation d'un fluide électro-conjugué : il s'agit d'un fluide diélectrique mis en mouvement dans un champ électrique non-homogène. La pression associée à cet écoulement permet le déploiement de la structure fluidique flexible. A titre d'illustration, la Figure 39 présente une main de 5 doigts à 7 degrés de libertés actionnés par fluide électro-conjugué.

Figure 39 - Main actionnée par fluide électro-conjugué (Photo mise à disposition par Kenjiro Takemura, Université Keio)



Une dernière piste à l'étude consiste à réaliser l'électrolyse de l'eau pour générer une pression d'hydrogène et d'oxygène [58-59]. L'espoir de cette dernière solution réside en la promesse de récupération de l'énergie mécanique sous forme d'énergie électrique (fonctionnement inverse de pile à combustible), plutôt que la relâche de l'énergie de pression dans l'atmosphère par ouverture d'une valve.

D'autres combinaisons sont rapportées dans la littérature comme la combinaison d'une structure McKibben avec un actionnement généré par un polymère à mémoire de forme [60], ou encore l'utilisation du pH [61-62]

Un deuxième défi est l'intégration de capteurs pour mesurer la géométrie déformée de l'actionneur fluide flexible. Ceci serait très utile pour assurer la navigation d'un cathéter à l'intérieur du corps humain par exemple. De premiers essais ont été rapportés par Okamoto [63], et par Kure, ce dernier réalisant des capteurs flexibles à base de pâte conductrice [64].

Enfin, la miniaturisation des valves, leur intégration dans la structure et leur commande à distance sont autant de nouveaux défis. La ligne de pression peut être utilisée pour piloter les valves, par multiplexage d'une pression d'actionnement et d'une pression oscillante à haute fréquence en résonance avec la valve.

Au-delà des actionneurs fluidiques flexibles, c'est tout le champ de la robotique flexible qui est en ébullition [65].

3 Actionnement par Alliage à Mémoire de Forme (AMF)

3.1 Introduction

Les alliages à mémoire de forme (AMF) ont été découverts il y a plus de 80 ans. Ils ont été utilisés pour la première fois dans l'industrie dans les années 1970 sous forme de manchons de fixation pour l'avionique. Depuis, leur utilisation s'est étendue à de nombreux domaines, en particulier pour ce qui concerne les alliages à base de nickel et de titane. Ceux-ci sont exploités pour

trois de leurs propriétés thermo-mécaniques spécifiques : hyperélasticité à l'état austénite, comportement plastique à l'état martensite et effet mémoire de forme commandé par changement de température.

Le domaine de la robotique lui aussi fait appel depuis de nombreuses années aux actionneurs en AMF. En effet, certaines applications récentes de la robotique comme la micro-robotique, la robotique spatiale, la robotique médicale exigent la mise en œuvre d'actionneurs de plus en plus performants mais aussi de plus en plus faciles à intégrer dans des systèmes très encombrés et évoluant parfois dans des milieux sensibles. Dans ces conditions, les AMF, qui ont pour principaux avantages d'être propres et de développer des efforts importants pour des poids réduits, constituent une alternative naturelle aux actionneurs traditionnels de la robotique, essentiellement les moteurs électriques et les actionneurs hydrauliques. Ainsi, malgré des inconvénients significatifs tels que leur faible rendement et leur relativement faible vitesse de fonctionnement, les actionneurs en AMF ont été sollicités dans à peu près tous les domaines de la robotique.

3.2 Principe de base

Le principe de la mémoire de forme s'observe parmi une grande famille d'alliages comprenant notamment les alliages cuivrés tels que CuAlZn ou à base de nickel et de titane comme le NiTiNb ou encore le AuCd qui fut le premier AMF découvert en 1932.

Ces alliages ont en commun de pouvoir évoluer entre deux états cristallins affectant leur géométrie. L'état austénite, présent à haute température, se caractérise par une maille de forme parfaitement cubique. L'état martensite, présent quant à lui à basse température, se caractérise par une forme de maille significativement aplatie comme illustré sur la figure 40.

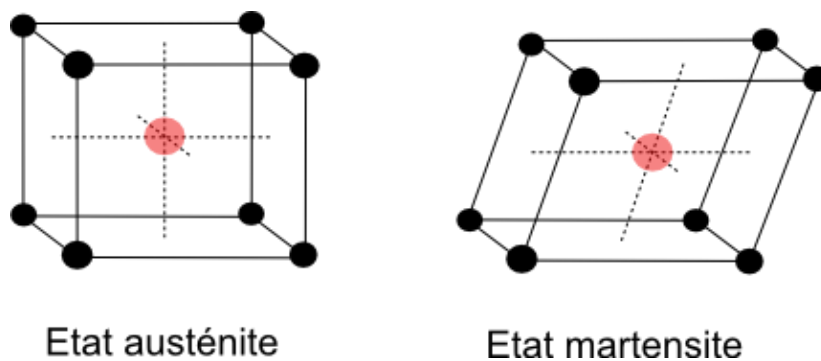


Figure 40 - Forme des mailles cristallines à l'état austénite et à l'état martensite dans les alliages à mémoire de forme.

Un troisième état appelé R-phase apparaît parfois sous certaines conditions, nous n'en parlerons pas car celui-ci n'est pratiquement jamais exploité pour ses propriétés mécaniques.

Le simple passage de l'une à l'autre de ces phases, par franchissement d'une certaine température seuil, ne conduira pas forcément à une évolution macroscopique de la géométrie de l'échantillon (Figure 41a). Par contre, si en

phase martensite une action extérieure suffisante est appliquée au matériau, elle entrainera l'alignement des mailles déformées et produira une déformation perceptible de l'échantillon (Figure 41b). Enfin, si l'on élève à nouveau la température du matériau, on force le retour à l'état austénite, ce qui se traduit à l'échelle macroscopique, par le retour à la géométrie d'origine (Figure 41c).

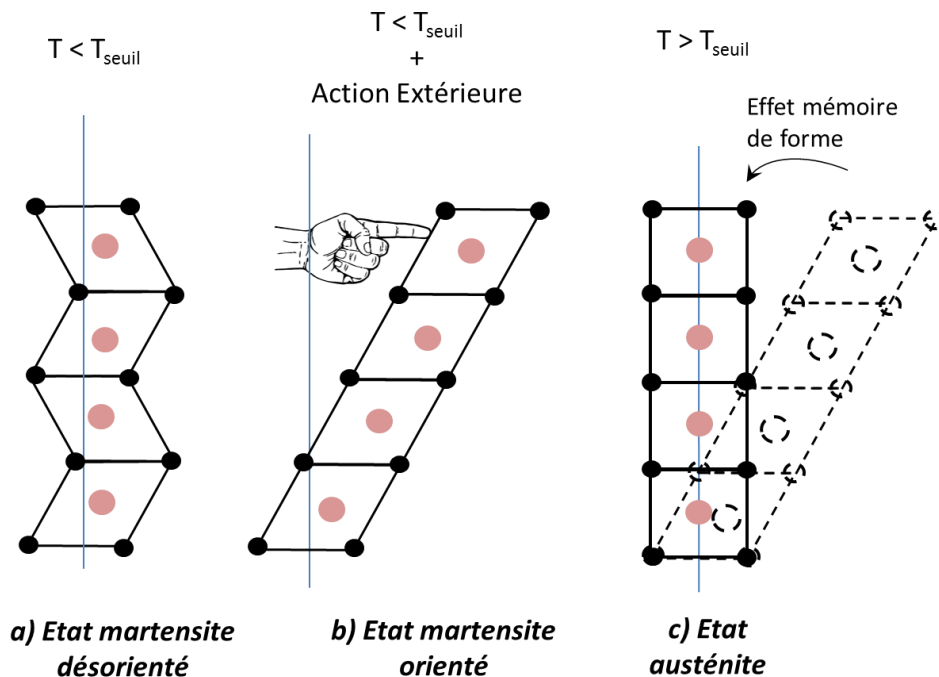


Figure 41 - Effet macroscopique de la réorientation cristalline.

Le moyen le plus utilisé pour élever la température d'un matériau AMF est de lui appliquer un courant électrique (effet Joule), ce qui permet d'élever éventuellement très rapidement sa température au regard de la résistivité assez importante des AMF et du NiTi en particulier ($\sim 100 \mu\Omega\text{cm}$). D'autres moyens d'élévation en température peuvent être utilisés lorsque la tâche réalisée et l'environnement le permettent comme l'utilisation d'un spot laser ou la convection par contact avec un milieu chaud.

Les états décrits ci-dessus constituent les étapes d'un cycle thermo-mécanique aisément exploitable pour produire un actionnement, c'est à dire le déplacement d'une charge extérieure comme illustré sur la Figure 42. Comme expliqué précédemment, la présence d'une source extérieure d'effort pour le passage martensite désorientée vers martensite orientée est nécessaire. Cette action extérieure, appelée souvent force de rappel, peut être produite par la charge que l'on souhaite mettre en mouvement elle-même ou bien un ressort, un élément déformable de comportement élastique, la gravité ou encore un second actionneur AMF en configuration antagoniste par rapport au premier.

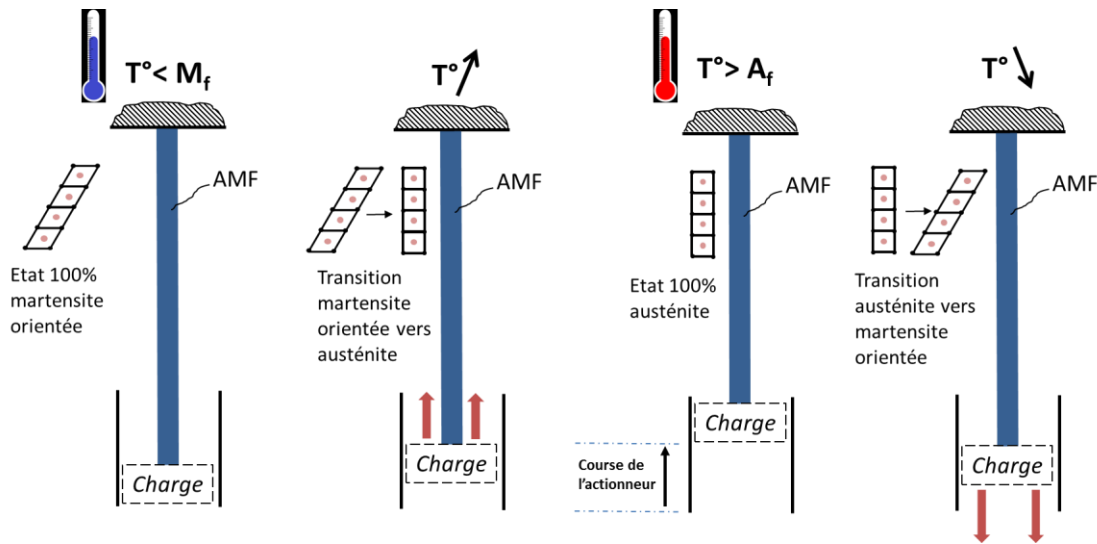


Figure 42 - Cycle thermo-mécanique d'un actionneur AMF.

Certains matériaux ayant été traités spécifiquement ne nécessitent aucune action extérieure pour parvenir à une orientation homogène de la phase martensite. Il s'agit de l'effet mémoire double sens [67], quelquefois utilisé en robotique.

Il est à noter que la transformation de phase de l'austénite vers la martensite peut être induite sans descendre en température mais par la simple application d'une action mécanique extérieure importante. L'état obtenu cependant n'est pas stable et la disparition de l'action extérieure induit un retour à l'état géométrique initial (effet super-élastique). Cet effet est souvent exploité (dans le domaine médical notamment) mais n'est pas un principe d'actionnement en soi.

3.3 Etat de l'art

Les AMF, et en particulier les alliages Nickel-Titane, possèdent de nombreuses propriétés autres que l'effet mémoire de forme. Ils sont employés par exemple dans le milieu médical en orthodontie, en orthopédie ou en chirurgie vasculaire pour leur super-élasticité en phase austénite. Elle permet l'application d'un effort constant sur des plages de déplacement importantes (cela permet par exemple le rapprochement de segments osseux après fracture) [68]. Leurs propriétés dissipatives, dues à l'hystérésis du plateau super-élastique, sont exploitées quant à elles dans la mise au point de systèmes amortisseurs sous forme de matériaux composites [69] ou de structures antisismiques pour le génie civil [70]. Enfin, les AMF à l'état passif sont aussi utilisés pour leur compliance variable par exemple dans la fabrication de tissus présentant une souplesse commandable [71] ou dans le contrôle des vibrations sous forme de ressorts de rigidité ajustable [72].

Dans le cadre de cet article cependant, nous nous intéressons plus particulièrement aux AMF en tant que matériaux actifs, au travers de leur propriété de mémoire de forme. Ces alliages sont en effet à la base d'actionneurs aux propriétés singulières, employés dans certains systèmes robotiques mais également dans un grand nombre d'objets intelligents. Parmi ces objets intelligents, on trouve des produits de conception simple, utilisés

dans le quotidien : étanchéité active, accouplement rigide, thermostats de sécurité, pare-chocs reconfigurables [73]. On trouve également des actionneurs AMF dans des produits plus complexes comme les micro-valves [74], les lentilles à focale ajustable [75], les ailes d'avion à géométrie variable [76] ou encore l'imitation d'organismes vivants [77].

Cette diversité d'applications des alliages AMF, que ce soit en tant que matériau passif ou en tant qu'actionneur, est facilitée par la liberté de choix qu'ils offrent en termes de géométrie d'élément et de type de sollicitation mécanique applicable (Figure 43).

La sollicitation subie par un échantillon d'AMF peut être une simple élongation axiale lorsque l'AMF est un fil tendu ou une barre [78] (Figure 43a). Dans ce cas, les sollicitations internes au matériau sont de type traction uniaxiale. Pour disposer d'une course beaucoup plus importante, on peut utiliser un matériau AMF sous forme de ressort hélicoïdal fabriqué par enroulement puis traitement thermique d'éducation [79] (Figure 43b). Lorsque ce ressort est étiré ou comprimé, le matériau travaille essentiellement en torsion et les contraintes internes sont de type cisaillement. Quelques applications utilisent les AMF en ressort hélicoïdaux comme ressorts angulaires cette fois-ci, pour produire des mouvements de rotation [80] (Figure 43c). La forme en réseau de poutres quant à elle est très utile lorsqu'on recherche un compromis optimal entre effort et course de sortie. Cette forme est obtenue par exemple par découpe laser dans une plaque. L'actionneur est alors composé d'un agencement de poutres en parallèle ou en série travaillant principalement en flexion plane [81] (Figure 43d). Enfin, le matériau AMF peut être déposé en couche mince sur un substrat souple. Celui-ci fléchit lorsque le dépôt d'AMF se contracte en passant en phase austénite [82]. La structure constituée est extrêmement légère mais présente bien sûr une faible rigidité.

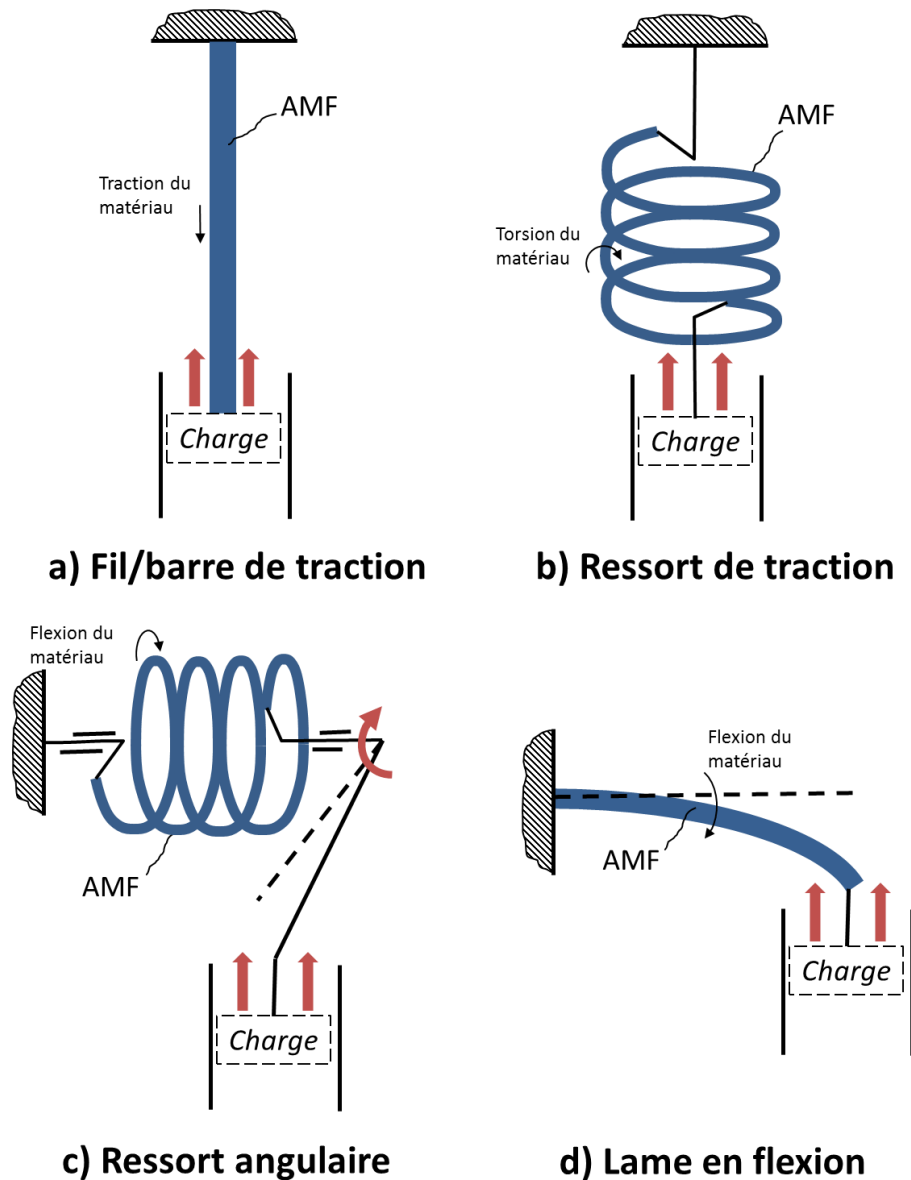


Figure 43 - Différents types d'actionnement par AMF.

3.4 Avantages et inconvénients des actionneurs AMF en robotique, comparaison avec les autres types d'actionneurs.

3.4.1 Points forts des actionneurs AMF

Sur le plan de la compatibilité environnementale, les actionneurs à base d'AMF offrent un bouquet de propriétés avantageuses pour des applications telles que le médical ou le spatial où la neutralité vis à vis de l'environnement est essentielle. Les AMF fonctionnent sans rejet ni bruit, ils sont biocompatibles et résistants à la corrosion. Par ailleurs, les niveaux de tension et de courant employés sont relativement faibles (de l'ordre de la dizaine de volts et de l'ampère). L'ensemble de ces propriétés place les solutions d'actionnement par AMF dans le groupe de tête des candidats pour l'acceptation en milieu sensible.

Du point de vue mécanique, les actionneurs AMF ont pour avantage de

présenter des énergies massique et volumique importantes (quantité d'énergie fournie par unité de masse ou de volume). A titre de comparaison, ces valeurs pour les AMF sont proches de celles des actionneurs pneumatiques pour la première et de celle des actionneurs hydrauliques pour la seconde [33]. Ceci est d'un grand intérêt pour les applications embarquées, en premier lieu la robotique mobile. Les AMF peuvent également avantageusement être appliqués à l'amortissement actif des vibrations dans la plage 0-100Hz lorsque l'encombrement est à minimiser [33]. Dans cette plage, ils sont concurrentiels par rapport aux actionneurs hydrauliques, pneumatiques et solénoïdes.

Sur le plan de la commande et de la mise en œuvre enfin, notons que les actionneurs AMF ne nécessitent pas d'infrastructure particulière dès lors qu'on les active par effet Joule. Ceci peut être un critère décisif lorsque le concepteur ne peut pas ou ne souhaite pas intégrer une alimentation haute tension ou une alimentation fluïdique dans son système. Un dernier avantage des actionneurs AMF est de permettre assez aisément l'implémentation d'un contrôle bas niveau des mouvements produits via un asservissement sur le taux de transformation martensite. Cet asservissement s'appuie soit sur une mesure en température de l'élément actif, soit sur une mesure de sa résistance électrique qui varie sensiblement (~20%) en fonction de la fraction martensite du matériau pour une charge donnée (Figure 44).

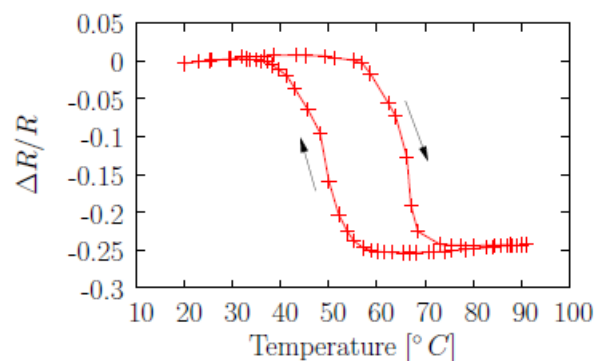


Figure 44 - Exemple de variation de résistance électrique d'un échantillon AMF en fonction de son état.

3.4.2 Inconvénients des actionneurs AMF

Les actionneurs AMF présentent également un certain nombre de points faibles par rapport aux autres types d'actionneurs utilisés en robotique. Pour minimiser les effets de ces points faibles, il convient de bien les identifier et de connaître certaines techniques de mise en œuvre ad hoc.

Tout d'abord, un actionneur AMF basé sur une mémoire de forme simple effet est un actionneur ne produisant qu'un sens de déplacement et donc nécessite obligatoirement, comme on l'a dit plus haut, de disposer d'une force de rappel extérieure pour boucler un cycle entier de fonctionnement. Quelle que soit l'origine de cette force de rappel, on veillera à ce qu'elle soit minimale mais toujours suffisante pour ramener l'élément AMF une fois refroidi dans sa configuration étiré. Dans le cas de deux AMF en configuration antagoniste, la prétension initiale à appliquer aux deux éléments est d'environ les trois-quarts de la course totale d'un AMF seul [83].

La durée de vie d'un AMF sollicité cycliquement est de l'ordre du million de

cycles à faible charge et entre 10 et 100 fois moins lorsque l'effort demandé est important.

Un autre inconvénient majeur de la technologie des actionneurs AMF est celui d'une bande passante relativement réduite. Dans [33], le chiffre de 10Hz est avancé comme limite supérieure en fréquence d'activation cyclique d'un actionneur à base d'AMF. Cette valeur est d'un ordre de grandeur en dessous de la fréquence de coupure des actionneurs hydrauliques et pneumatiques et bien loin de celle des actionneurs magnétostrictifs ou piézoélectriques qui est plutôt de l'ordre du MHz. Ce défaut provient de la lenteur des phénomènes thermiques mis en jeu dans l'activation d'un AMF. Alors que le changement de phase dans le sens martensite vers austénite (apport de chaleur) peut s'avérer assez rapide dès lors qu'un courant électrique important est utilisé, le changement de phase en sens inverse (refroidissement) est généralement beaucoup plus lent, surtout s'il repose sur le principe de la convection naturelle uniquement. Dans ce cas, on cherchera avant tout à optimiser les valeurs du coefficient d'échange h , la surface d'échange S et la température environnante qui conditionnent le modèle thermique d'un AMF au refroidissement. (voir ci-après la partie modélisation). En particulier, la surface d'échange S peut être maximisée en remplaçant, à section totale identique, un élément actif donné par un ensemble d'éléments actifs en parallèle. Le coefficient, h quant à lui, est bien meilleur si l'environnement est un gaz caloporteur (par exemple CO_2) plutôt que l'air ambiant ou bien si l'élément AMF est gainé. Un autre moyen d'accélérer les temps de refroidissement est de mettre en place un système de convection forcée au moyen d'une circulation du fluide environnant.

Le rendement énergétique des AMF est globalement un à deux ordres de grandeurs plus faible que celui des technologies d'actionnement ne reposant sur aucun transfert thermique. Ce faible rendement est donc un problème récurrent des actionneurs à base d'AMF, même pour les applications où la consommation d'énergie n'est pas un critère. En effet, un rendement compris entre 1 et 10% conduit inévitablement à un échauffement de l'environnement proche et donc augmente les risques d'incompatibilité thermique de l'actionneur avec cet environnement. Typiquement, il s'agit des risques de lésion par brûlure dans le cas d'applications médicales. Afin de minimiser ces risques, on pourra tenter de mettre en place une circulation périphérique du fluide environnant ou d'augmenter le volume de ce fluide environnant. Le maître mot restant de toujours veiller à ne pas injecter plus d'énergie dans l'AMF qu'il n'en requiert pour passer en phase austénite. Pour cela, une estimation instantanée du taux de transformation est une approche idéale lorsqu'elle est possible, par exemple sur la base d'une mesure instantanée de la température ou de la résistivité du matériau.

Enfin, mentionnons la question du choix et du réglage du schéma de commande à appliquer pour le contrôle des actionneurs basés AMF. Des difficultés à ce niveau sont inévitables à cause de leurs caractéristiques force-déformation clairement non-linéaires (présence de paliers), des transitions de comportement entre phase d'activation et phase passive (par exemple chauffage par effet Joule puis refroidissement par convection naturelle) ainsi qu'une inévitable hystérésis dans leur relation température-taux de transformation (voir ci-après la partie modélisation).

Au vu de ces inconvénients de comportement thermomécanique, le concepteur a tout intérêt à se contenter d'un schéma de contrôle basique avec peu de paramètres à ajuster. Ce choix conviendra en particulier pour des applications ne demandant pas une précision élevée en force ou en déplacement ni des dynamiques d'actionnement significatives et qui ne sont pas exposées significativement aux instabilités. Cette approche minimaliste est d'ailleurs celle que l'on rencontre dans la plupart des projets de robots actionnés par AMF présentés dans la littérature et notamment ceux présentés dans cet article. Ces schémas simples sont linéaires du type PD ou PID avec un réglage empirique au voisinage d'un point de fonctionnement donné. D'autres schémas simples sont du type structure variables : « tout ou rien » ou « mode glissant » [83]. Ils sont plus robustes que les correcteurs linéaires mais peuvent conduire à des oscillations.

Des solutions de schémas de commande plus avancés ont été développées pour garantir l'obtention de performances optimales dans l'utilisation d'actionneurs AMF malgré leur hystérésis de transformation et le caractère non-linéaire de leurs modèles. Citons l'utilisation du modèle de Preisach par [84], l'approche par réseau de neurones de [85], le compensateur robuste de [86] et enfin les travaux de [87] et [88] qui exploitent la résistivité variable des AMF. Ces schémas évolués nécessitent cependant un travail de réglage et d'identification préalable souvent très conséquents.

3.5 Modélisation et règles de conception

Il existe différents types de modèles pour décrire le comportement des actionneurs en AMF [89]. Certains modèles proposent une description locale du phénomène de changement de phase, au travers de lois de comportement tensorielles ou algébriques à l'image de celles de la mécanique des milieux continus ou de la thermodynamique [90][91].

Les modèles phénoménologiques quant à eux rendent compte du comportement macroscopique des actionneurs AMF [92]. Ils sont généralement mieux adaptés au besoin de l'ingénieur qui conçoit un système robotique et n'a pas d'intérêt à connaître le détail du fonctionnement des actionneurs qu'il emploie.

Les modèles phénoménologiques sont composés de relations empiriques simples entre grandeurs d'état (élongation, contrainte, température) et de quelques équations et valeurs caractéristiques que nous détaillons ci-après.

3.5.1 Influence de la température

La mise en œuvre d'actionneurs AMF nécessite en premier lieu de connaître les températures de déclenchement des changements de phase martensite vers austénite et inversement. La connaissance de ces températures de transition permet d'établir le graphique de la Figure 45.

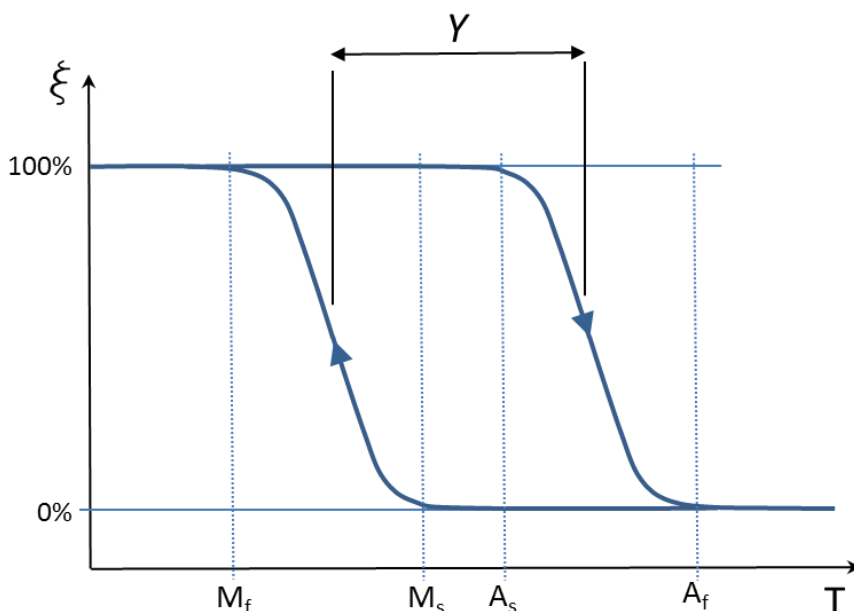


Figure 45 - Evolution du taux de martensite dans le matériau en fonction de la température et pour une contrainte donnée.

Ce diagramme rend compte de l'hystérésis de transformation Y dont l'influence se fera sentir au niveau des performances du schéma de commande de l'actionneur. Il permet également de s'assurer de la compatibilité thermique avec le milieu ambiant. Les différentes températures de transition se définissent ainsi : A_s et A_f sont respectivement les seuils de déclenchement et de fin de transformation de l'état martensite vers l'état austénite ; M_s et M_f sont celles de la transformation inverse. Elles peuvent être obtenues par scanning électrique ou par calorimétrique (diagramme DSC). Leurs valeurs dépendent du procédé de fabrication et de la composition atomique exacte du matériau AMF. L'hystérésis Y est typiquement comprise entre 15°C et 30°C . Enfin, un bon ordre de grandeur de l'élévation de toutes ces températures en fonction de la contrainte appliquée est $0,12^\circ\text{C}/\text{MPa}$ [92].

3.5.2 Caractéristique force-déplacement

Pour déterminer les points de fonctionnement successifs atteints par un actionneur entraînant une charge donnée, on s'appuiera sur la courbe caractérisant son comportement en termes de relation force-déplacement (Figure 46). Cette courbe peut être établie en général assez facilement par exemple en la déduisant de la caractéristique contrainte-déformation du matériau fournie par le vendeur ou obtenue suite à des essais de résistance des matériaux (RDM).

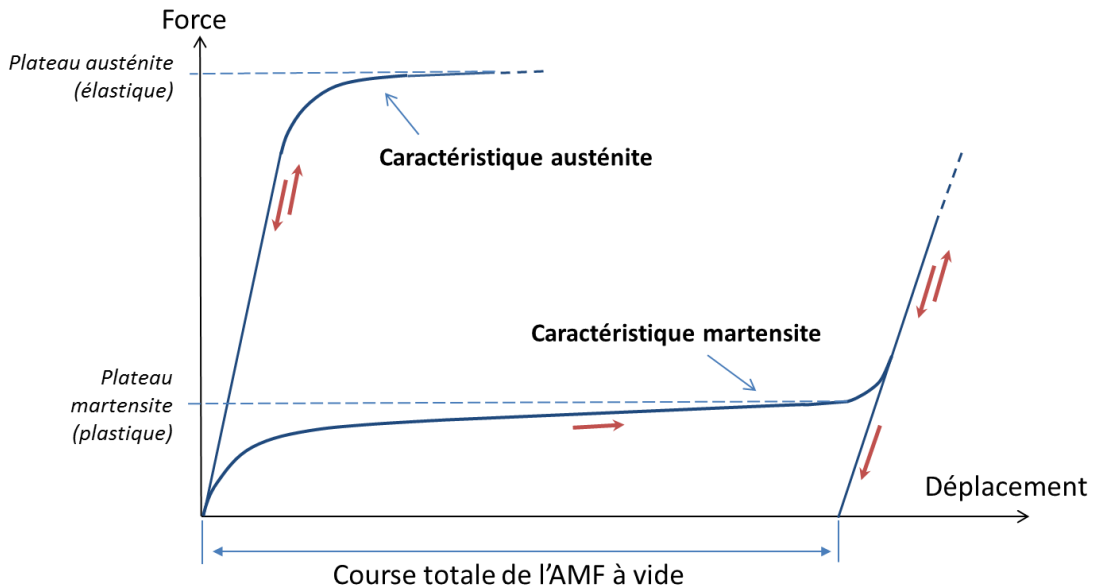


Figure 46 - Relation entre force et déplacement d'un actionneur AMF pour ses états austénite ($x=0\%$) et martensite ($x=100\%$).

On superposera sur ce graphe la courbe caractéristique de la charge que l'actionneur doit entraîner. Les points d'intersection entre les deux caractéristiques indiquent les points d'équilibre atteints par le système. A titre d'exemple, on a tracé sur la Figure 47 la caractéristique d'une charge linéaire (comme par exemple si l'on oppose un ressort de traction à un fil en AMF) ainsi que celle d'une charge constante (par exemple un poids qu'on soulève). On indique sur cette figure les points extrêmes de la course produite par l'AMF lorsqu'il passe de son état martensite à son état austénite.

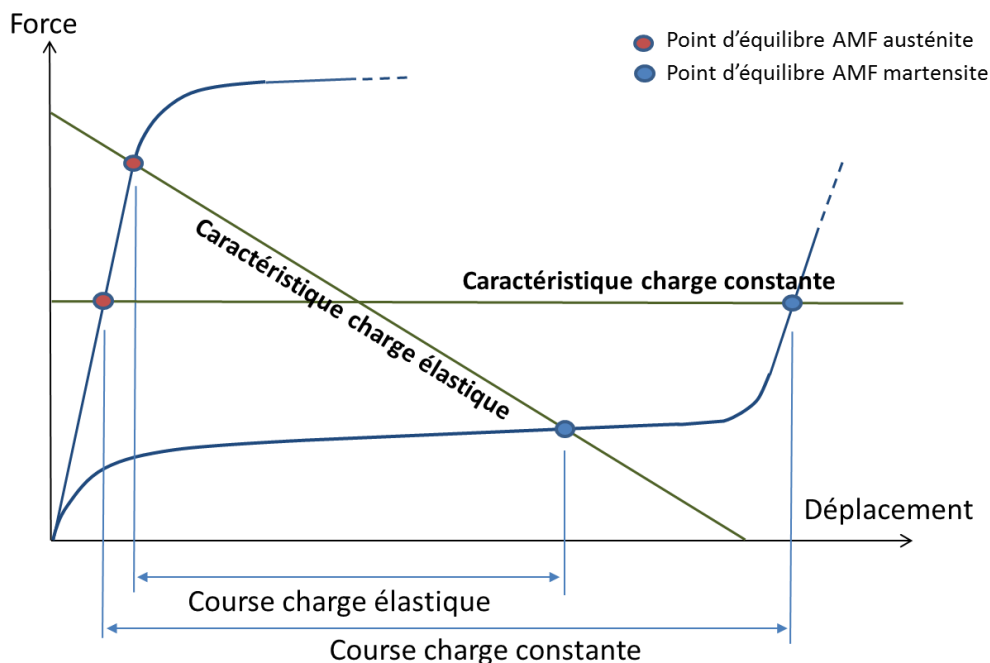


Figure 47 - Détermination de la course totale d'un actionneur AMF au vu de la caractéristique de sa charge.

3.5.3 Bilan thermique

En ce qui concerne la connaissance des états transitoires du système et en

particulier ses temps de stabilisation, on exploitera la formule du bilan thermique d'un actionneur AMF dans son milieu :

$$Ri^2 - hS(T(t) - T_a) = \rho CV \frac{dT(t)}{dt} + \rho(\Delta H)V \frac{d\xi}{dt} \quad (1)$$

Le premier terme de l'équation (1) reflète l'énergie apportée au matériau dans le cas d'un contrôle de la température par effet Joule. Le deuxième terme caractérise la dissipation thermique vers l'extérieur. Ce terme est celui sur lequel le concepteur peut le plus facilement agir pour influencer les temps de réponse du dispositif en adaptant les valeurs de h , de S ou de T_a . Le premier terme du membre de droite représente la puissance utilisée pour élever la température du matériau. La chaleur spécifique C d'un AMF est typiquement comprise entre 500 et 700 J/kg°C. Le second terme de droite représente l'énergie de transformation dépendante de l'enthalpie ΔH , typiquement comprise entre 3 et 12 kJ/kg.

On utilisera cette formule par exemple pour évaluer le temps nécessaire au refroidissement libre du matériau partant d'un état austénite chaud (état contracté, température initiale $T(0) \geq A_F$) pour atteindre la température de déclenchement de la transformation martensite ($T = M_s$). Pour ce faire, on résoudra l'équation différentielle du premier ordre issue de (1) :

$$-hS(T(t) - T_a) = \rho CV \frac{dT(t)}{dt} \quad (2)$$

3.6 Applications des actionneurs AMF en robotique

3.6.1 Robotique médicale

L'apparition et la généralisation des pratiques médicales non- ou peu invasives ont fait naître un besoin de perfectionnement et de miniaturisation des instruments. La robotisation des instruments d'inspection ou de chirurgie s'est accompagnée d'un besoin en actionneurs facilement miniaturisables et intégrables en grand nombre. Au regard de leurs propriétés mécaniques et surtout de leur caractère biocompatible, les actionneurs AMF ont été largement sollicités pour répondre à ce besoin. Ils ont été employés sous diverses formes et pour diverses applications médico-chirurgicales en premier lieu l'inspection endoscopique et les interventions par voie endovasculaires.

Endoscopie active

De nombreux endoscopes actifs avec actionneurs AMF ont été imaginés. Lorsque les mobilités commandables se résument à deux angulations de la tête d'endoscope, comme dans les endoscopes classiques, on utilise souvent deux paires de fils AMF tendus depuis la tête mobile jusqu'à la poignée (Figure 48). La longueur importante des fils permet alors d'atteindre des flexions avoisinant les 90°. Dans [83] par exemple, on parvient à fléchir un béquillage d'endoscope sur la plage 0-80° dans deux plans de flexion perpendiculaires.

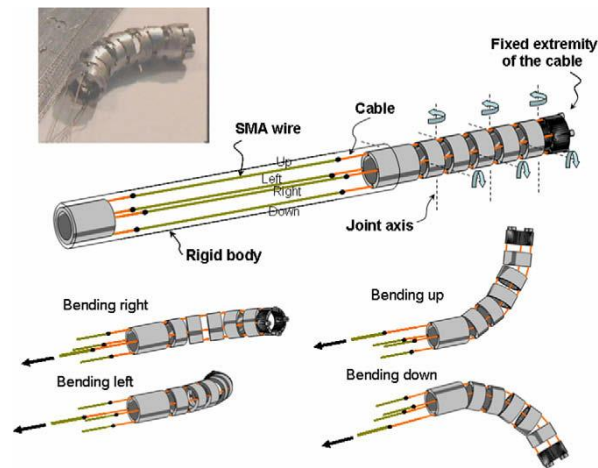


Figure 48 - Béquillage d'endoscope actionné par 4 fils AMF antagonistes [83].

D'autres endoscopes actifs sont conçus avec un nombre élevé de mobilités au niveau de leur partie distale de façon à conférer à celle-ci une dextérité de positionnement et d'orientation accrue (plus de deux flexions commandables). Dans un tel cas, les ressorts AMF fabriqués par découpe constituent l'option préférentielle de beaucoup d'auteurs. Ces ressorts découpés dans des plaques ou dans des tubes sont minces par nature et se logent bien dans le volume du béquillage de l'endoscope sans en accroître le diamètre et sans empiéter sur la lumière interne (Figure 49). Dans [83], de tels ressorts ont été découpés dans des plaques de NiTi de 0,8mm d'épaisseur (société Memry Inc.). Ils sont dimensionnés pour produire des flexions locales de $\pm 10^\circ$ et une fois intégrés au béquillage peuvent être commandés indépendamment ou collectivement.

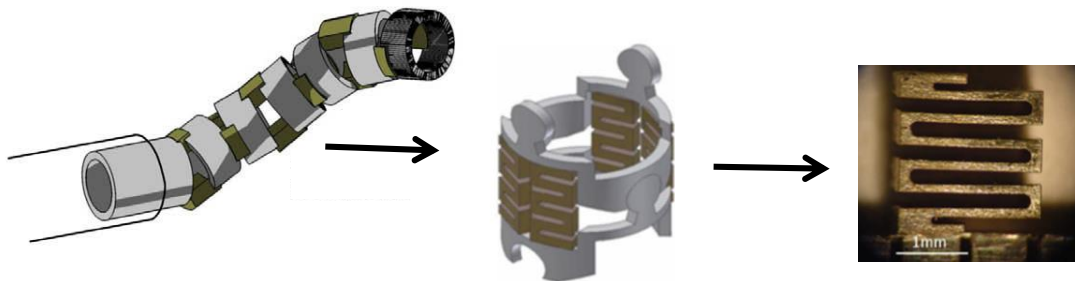


Figure 49 - Ressorts AMF plans pour l'actionnement distribué d'un béquillage d'endoscope [83].

De manière plus originale, dans [80], la tête d'un endoscope souple de diamètre 10mm environ est équipée d'un actionneur rotatif à base de deux ressorts de torsion en AMF en configuration antagoniste (Figure 50). L'intérêt d'un tel actionneur rotatif déporté en tête est de remplacer la rotation manuelle depuis l'extrémité proximale (extra-corporelle) qui est peu précise et toujours assez peu ergonomique (fatigue des poignets). Pour un encombrement assez réduit de l'actionneur (diamètre 10mm, longueur 20mm environ), une plage angulaire proche de 360° est obtenue avec une bande passante de 0,05Hz, ce qui est acceptable en chirurgie. Le schéma de contrôle proposé s'appuie sur une mesure de la température instantanée des AMF en plus d'une mesure d'angle en sortie.

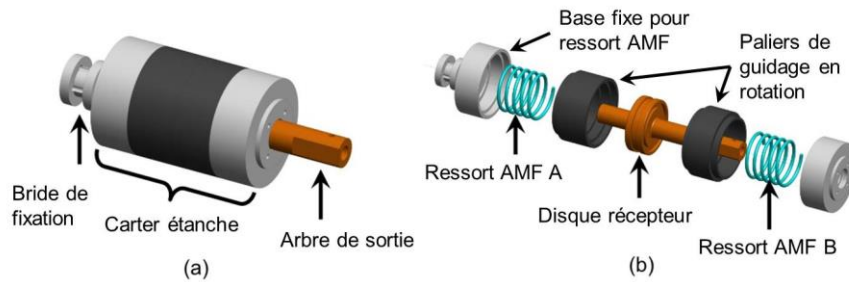


Figure 50 - Actionneur rotatif à base de fils AMF enroulés [80].

Cathéterisme actif

De nombreux projets ont également porté sur l'utilisation d'AMF pour la motorisation d'instruments médicaux fins et souples comme les cathéters par exemple. Dans la plupart des cas, les AMF prennent la forme de fils tendus déportés en tête et travaillant en traction de façon à fléchir leur support [93]. Dans [94], on présente le principe d'une canule guidable pour la navigation artérielle ou l'insertion d'aiguille contrôlée. La courbure de la canule est obtenue par activation de fils AMF (diam. 0,53mm, Memry Inc.) répartis le long de la structure et dont la forme apprise est un arc de cercle. Les fils ne sont donc pas sollicités en traction mais en flexion (Figure 51). Un des avantages majeurs de cette approche est de faciliter l'intégration AMF/structure. L'angle de flexion obtenu, pour une longueur de fil AMF d'environ 15mm, est de +/- 21°. Cette plage en flexion semble suffisante pour la réalisation de trajectoires sans grande tortuosités.

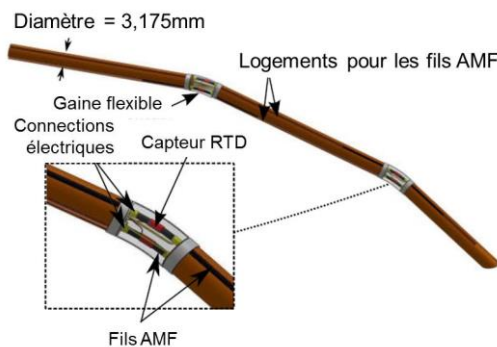


Figure 51 - Cathéter courbé par fil AMF en flexion [94].

C'est également dans ce domaine du cathéterisme actif que l'on trouve une des rares applications des AMF basée sur l'effet mémoire double forme [67]. En effet, dans [95], un matériau AMF est utilisé pour commander la courbure locale d'un tronçon de fil-guide pour des interventions dans le réseau artériel. Le tronçon actif est constitué d'un tube fin de NiTi de 0,381 mm de diamètre extérieur et de longueur 1 cm environ (DynAlloy Inc.) que l'on active par effet Joule. L'effet mémoire de forme double sens permet de simplifier considérablement l'assemblage puisqu'il n'y a pas besoin de faire un montage antagoniste ou d'intégrer un élément de rappel. La configuration apprise est une flexion à 30°, lorsque le matériau est chauffé il se redresse et prend une configuration rectiligne. Après refroidissement, il retourne en configuration fléchie (Figure 13). La température du matériau AMF au moment de l'activation complète atteint les 70°C. Pour protéger les vaisseaux et éviter la coagulation spontanée du sang, le tronçon actif est recouvert d'une gaine.

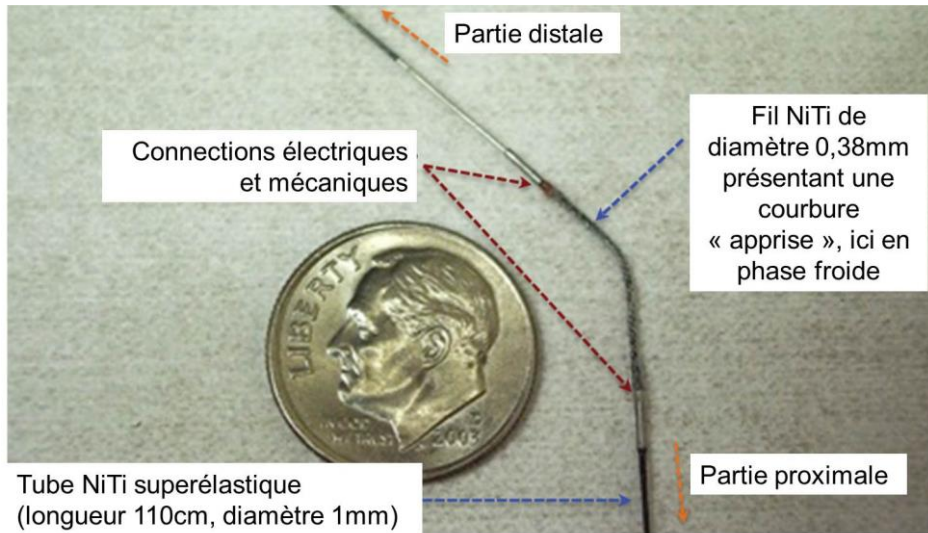


Figure 52 - Utilisation de l'effet mémoire double sens pour le contrôle d'un cathéter [95].

3.6.2 Robots manipulateurs

La robotique de manipulation se rencontre dans l'industrie manufacturière et dans certains laboratoires (ex : bio-technologies) pour la saisie et le transport de pièces à assembler ou à traiter. Les objets manipulés ont des dimensions allant de plusieurs mètres (ex : carrosserie automobile) à quelques micromètres (ex : particules). Les préhenseurs sub-millimétriques destinés à la saisie de petites charges fragiles exigent une grande précision et une résolution élevée de leur mouvement de fermeture. Les préhenseurs robotisés multidigitaux comme les mains artificielles nécessitent quant à eux de pouvoir intégrer un grand nombre d'actionneurs dans un même système embarqué. Dans un cas comme dans l'autre, les actionneurs à base d'AMF ont été largement employés pour leur continuité de mouvement et leur faible encombrement.

Mains artificielles

Dans [96], un doigt artificiel comparable en dimensions à un doigt humain (diamètre 20mm, longueur 100mm) et possédant deux articulations indépendantes a été conçu pour des applications de télépréhension, en particulier pour la chirurgie. Le volume intérieur du doigt est relativement grand et permet l'emploi d'AMF sous forme de ressorts hélicoïdaux par paires antagonistes au niveau de chaque articulation. Les ressorts ont une longueur d'environ 80mm et sont en matériau Biometal de Micro Helix (Japon). Un courant de 500mA conduit à une contraction de 50% des ressorts et une flexion de 120° au niveau d'une articulation. Les efforts récupérables en bout de doigt, par contre, sont relativement faibles (<1N) et donc orientent l'utilisation de cette solution pour la manipulation de charges très légères. Plusieurs doigts de ce type peuvent être combinés pour constituer des préhenseurs évolués et réaliser des tâches de manipulation complexe (Figure 53).

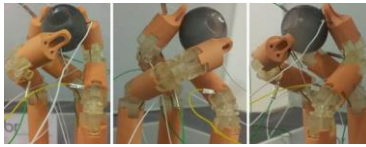


Figure 53 - Manipulation multidigitale [96].

La conception de tels préhenseurs à doigts avec actionneurs embarqués trouve une application directe dans la mise au point de prothèses de main. Dans [97] par exemple, une prothèse de main humaine est conçue en s'appuyant sur un actionnement basé AMF avec les exigences spécifiques du domaine : légèreté, faible bruit, compacité qui rejoignent particulièrement bien les avantages de la technologie AMF. La structure de la prothèse possède une cinématique à 15 ddl dont 6 sont contrôlés activement (1 par doigt et deux pour le pouce). Les actionneurs AMF sont des fils de Nitinol (diamètre 0,25mm, Dynalloy Corp.) prolongés par des tendons. Electronique comprise, l'ensemble est relativement léger (300g) et peu encombrant (longueur : 175mm) comme on le voit sur la Figure 54.

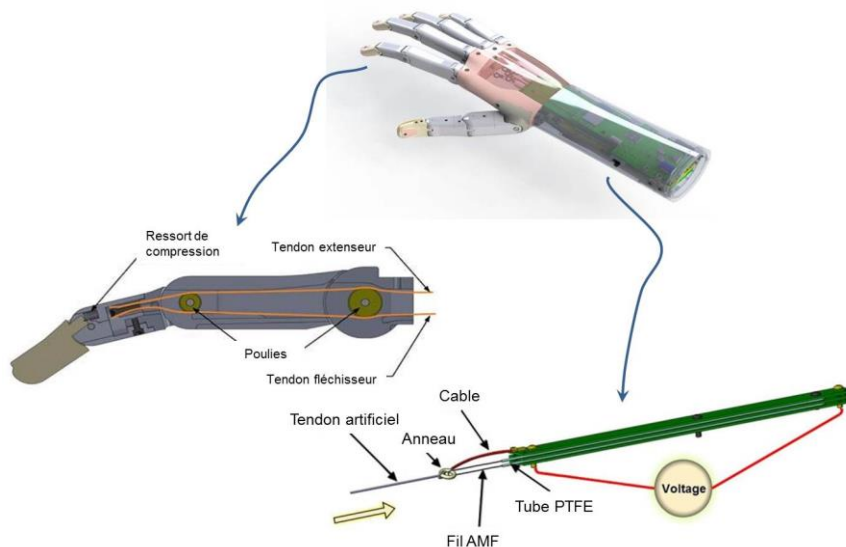


Figure 54 - Main artificielle : doigt et actionnement du doigt [97].

Chaque actionneur délivre une force maximale de 18N et un déplacement total de 15 mm. Ce bon compromis force/déplacement est obtenu grâce à une série de renvois sur poulie miniatures. Hors activation, la main est maintenue fermée par les ressorts de rappel ce qui est intéressant du point de vue énergétique. Les temps d'ouverture et de fermeture sont respectivement de 1,6 s et 2,1 s. Les fils AMF sont passés dans des gaines téflonnées pour accélérer le refroidissement.

Micro-préhenseurs

Les préhenseurs aux très petites échelles comme ceux utilisés par exemple dans la manipulation d'objets cellulaires ne consomment que de faibles puissances mécaniques et sont donc par nature peu sensibles au rendement

énergétique de leur actionneurs. C'est pourquoi leurs concepteurs ont souvent fait appel à des actionneurs à base d'AMF. Dans [98] par exemple, un très bon compromis simplicité/efficacité de préhension est atteint. Pour cela, une micro-pince plane monolithique en acier inoxydable d'une surface de 1 cm² environ et d'une épaisseur de 1 mm est découpée par électro-érosion(Figure 55). Chaque mors est actionné par un fil AMF (diamètre 100µm, Mondotronics Inc.) et pivote autour d'une charnière flexible dimensionnée par la méthode des Eléments Finis. Les AMF ont été caractérisés astucieusement en utilisant un codeur angulaire en renvoi. Les charnières en flexion constituent les éléments de rappel des fils AMF. Les extrémités des mors sont flexibles eux aussi et sont équipés de jauges de contraintes permettant de réaliser un contrôle en effort de la prise. L'ouverture maximale de la pince est de 120 µm et la force de saisie se limite à 0,33 N. Cependant, le schéma de contrôle en effort de type PI semble remarquablement précis avec une erreur de suivi inférieure à 1 mN à 0,4 Hz.

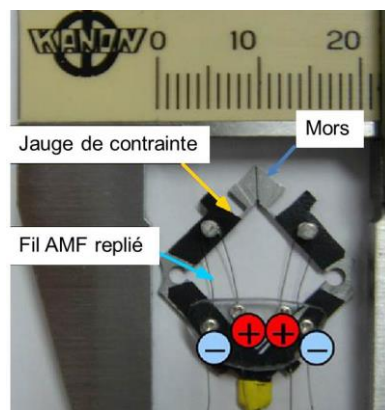


Figure 55 - Micro-pince monolithique [98].

Dans [99], un autre micro-préhenseur monolithique actionné par AMF est proposé. Une intégration particulière des fils AMF à la structure permet d'atteindre des performances très intéressantes notamment en termes de course avec 5,5 mm de déplacement par mors. Comme on le voit sur la Figure 56, les fils AMF (diam 75 µm, Flexinol) sont reliés au support qu'ils fléchissent non seulement à leur extrémités mais aussi via un ensemble de points intermédiaires coulissants. Le micropréhenseur réalisé est plan de dimensions 10mm x 4mm x 0,4mm en matériau POM. On mesure une force de serrage de 0,49N. Enfin, une approche du contrôle en boucle fermée de l'effort de traction des AMF via la mesure de leurs variations de résistance électrique apparaît possible dans le cas de cette application.

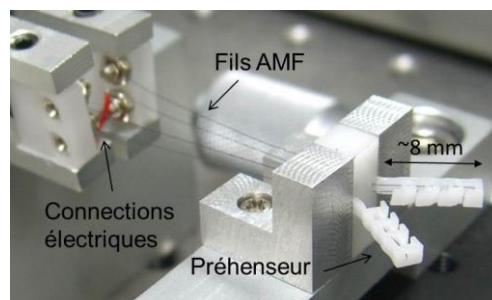


Figure 56 - Micropréhenseur avec points de reprise des AMF sur la

3.6.3 Locomotion

La robotique mobile et en particulier le monde des robots marcheurs s'intéresse à l'utilisation des actionneurs en AMF essentiellement pour leur puissance massique élevée qui permet d'alléger considérablement la charge embarquée. De plus, la forme typiquement filaire des actionneurs AMF et leur mode de fonctionnement en configuration antagoniste conduisent à des possibilités d'intégration à l'image de muscles autour d'un squelette.

Une première application naturelle des AMF dans ce domaine est celle des orthèses des membres inférieurs. Les orthèses des membres inférieurs sont des appareils d'assistance à la marche ou à la stature portés par les personnes handicapées ou affaiblies au niveau des articulations de la hanche, du genou ou de la cheville. Dans [100], des orthèses actives du genou et de la cheville utilisant des actionneurs AMF sont testées sur une jambe artificielle reproduisant les flexibilités et résistances naturelles d'une vraie jambe. Les actionneurs sont des ressorts AMF (diamètre intérieur 0,51mm, diamètre de fil 0,25mm) montés en faisceaux de part et d'autre des articulations (Figure 57).

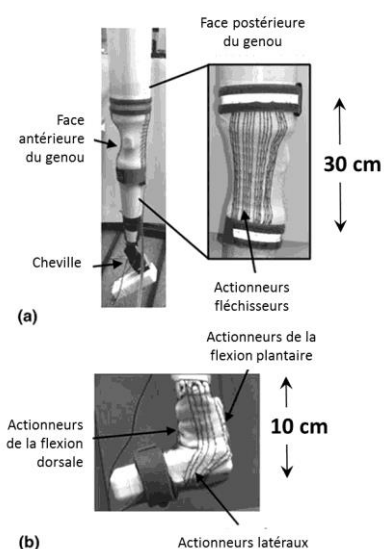


Figure 57 - Orthèse équipée d'AMF en faisceaux [100].

Le groupement des AMF en faisceau permet de moduler le mouvement produit en n'activant qu'une partie des fils de ces faisceaux. On montre en particulier que les actionneurs AMF peuvent fléchir le genou de plus de 30° en phase détachée du sol. Cependant, les temps de relaxation (plusieurs dizaines de secondes) sont trop importants par rapport au rythme naturel de la marche et on note aussi le problème de l'autonomie énergétique qui n'atteint pas une heure même en utilisant une batterie embarquée haute performance.

Robots marcheurs

Equiper les robots marcheurs d'actionneurs en AMF est une idée qui a été

testée par de nombreux chercheurs de par le monde. Il y a deux raisons essentielles à cela : le bon rapport poids/puissance des actionneurs AMF en comparaison des moteurs électriques ou thermiques et leur alimentation de nature électrique qui permet d'embarquer l'énergie sous forme de batterie ce que les modes d'actionnement fluide ne permettent pas. Les exemples de robots à pattes actionnés par AMF sont très nombreux et pour tous les types de marche. Pour compenser la relative faible course des AMF, les auteurs imaginent à chaque fois des dispositifs de démultiplication du mouvement.

Dans [101] par exemple, on présente un mini-hexapode de quelques centimètres de long dont les jambes ont une structure cinématique à 2 ddl proche de celle des insectes. Chaque jambe embarque un système d'actionnement à base de fils AMF très fins (diamètre $50\mu\text{m}$) disposés en configuration antagoniste. Des ressorts sont placés en série avec les AMF pour ajouter de la compliance. Le temps de cycle d'une patte est de 1s ce qui autorise des vitesses d'avance de quelques cm par seconde. Pour augmenter la course en bout de patte, on intègre un mécanisme à parallélogramme (Figure 58).

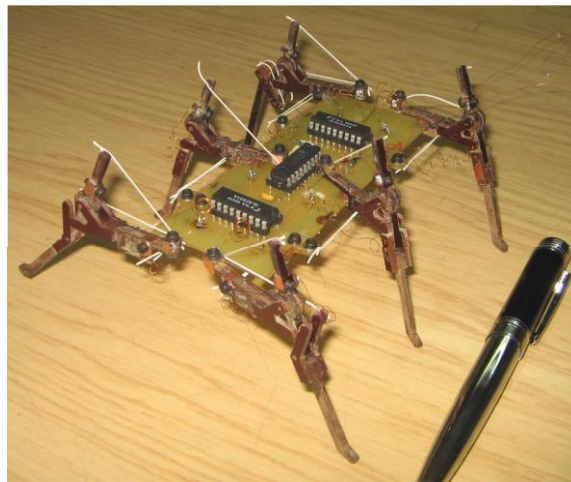


Figure 58 - Hexapode micro-robot [101].

D'une manière générale, l'amplification du mouvement de la patte est un point de passage courant pour les robots marcheurs actionnés par AMF. Un autre moyen d'amplification du mouvement est celui présenté dans [102], dans le cas d'un robot quadrupède à 12 ddl (4 pattes à 3 ddl chacune). Celui-ci est entièrement actionné par des fils AMF enroulés sur des disques et des galets en céramique (Figure 59). La transmission de mouvement est complétée par un étage pignon-crémaillère. Au final, la longueur de chaque fil est de 500mm ce qui conduit à une contraction de 20mm pour chaque axe alors que le robot n'a qu'une longueur de 30cm environ. La vitesse articulaire atteinte est de $100^\circ/\text{s}$ et la force produite en bout de patte est de 3kgf pour des fils de 0,7mm de diamètre. L'électronique de commande est simple grâce au multiplexage d'un signal de puissance type PWM vers les 12 actionneurs de la structure.

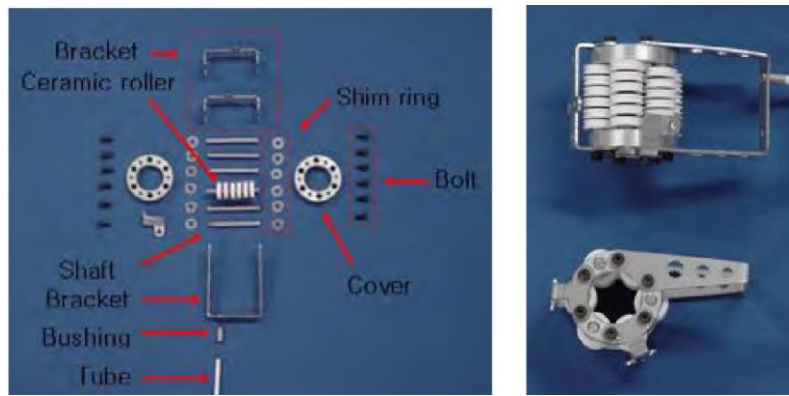


Figure 59 - Actionneur AMF compact pour robot quadrupède [102].

Comme on le voit cependant, l'amplification mécanique du mouvement dans les deux cas précédents est une source d'encombrement et de poids significative. Dans [103] on présente une solution simple de transmission directe du mouvement sur laquelle s'appuie la réalisation d'un bipède ultraléger (2,8g pour 70mm de haut). L'actionneur de base est ici un simple fil AMF (diamètre 250 μ m) placé en parallèle d'une lame polyéthylène pour le rappel. Pour plus de stabilité et corriger le non-retour à zéro, chaque jambe est constituée de deux actionneurs antagonistes montés (Figure 60). La commande appliquée est de type « tout ou rien » en boucle ouverte avec une anticipation des temps de chauffe et de refroidissement. La vitesse atteinte est de 0,5mm/s.



Figure 60 - Robot bipède ultraléger [103].

Les robots marcheurs dont nous avons parlés ne développent pas d'allure dynamique. On comprend bien en effet la limitation qu'imposent de ce point de vue le faible rendement énergétique et la lenteur intrinsèque des actionneurs AMF. Cependant, il n'est pas interdit de penser que des solutions originales d'intégration et de démultiplication pourront un jour conduire à concevoir un robot de course actionné par AMF. La réalisation de robots sauteurs constitue un premier pas dans cette direction.

Robots sauteurs

Le saut est un moyen de dépasser les limites atteintes par les robots

marcheurs en termes de franchissement d'obstacle. Dans [104] on montre un robot sauteur disposant d'un pied actionné par ressort hélicoïdal en NiTi (diamètre fil 0,75mm, diamètre ressort 6mm). Comme dans certains appareils locomoteurs animaliers (grenouilles), l'énergie du saut n'est pas fournie directement mais d'abord accumulée dans un réservoir. Ici, le ressort AMF en se contractant jusqu'à 50% de sa longueur, étire un ressort en acier élastique qui est brusquement relâché via un système à cran (Figure 61a). En se relâchant, celui-ci propulse vers le haut une masse mobile qui entraîne avec elle le reste du robot. Un ressort de rappel supplémentaire est nécessaire pour ramener l'AMF froid dans sa forme étirée et pouvoir recommencer un cycle. Le système a un poids total 17g. Il est protégé par une enveloppe en arceaux polymères de diamètre 130mm et se repositionne sur sa base à la manière d'un culbuto. Le robot produit des bonds de 200mm de haut et 400mm de long (Figure 61b). On est encore loin cependant des performances de certains robots sauteurs de taille comparable actionnés par moteur électrique et qui s'élèvent jusqu'à 6 fois leur hauteur.

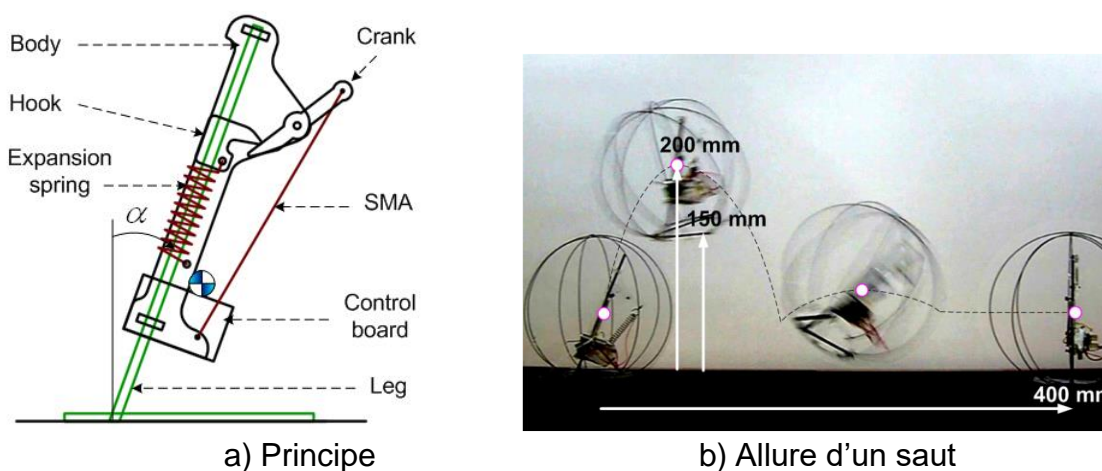


Figure 61 - Robot sauteur à stockage d'énergie [104].

Dans [105], un robot sauteur est conçu en s'inspirant de la biomécanique des vertébrés : il a quatre pattes pour plus de stabilité à la réception, de grands pieds à l'arrière, aucun à l'avant (Figure 62a) et il possède des muscles bi-articulaires, c'est à dire agissant sur deux articulations consécutives (Figure 62b). Au total, il possède 10 actionneurs (3 à chaque patte arrière et 2 à chaque patte avant). Ces actionneurs sont constitués de fils AMF (NT Research Inc.) de 200mm de long enroulés autour de poulies. Leur diamètre est de 150 μ m et leur taux de contraction vaut 4,5%. Une bonne dynamique est atteinte en réduisant le temps de montée en température du matériau actif à 0,15s grâce à l'application d'un voltage important (24V). La vitesse de contraction relevée est de 20mm/s. Une recherche en simulation du meilleur séquençement d'activation conduit à un enchaînement comparable à ceux relevés dans la nature. La simulation prévoit un saut de 45mm vers le haut (50% de sa hauteur) et de 35mm vers l'avant (25% de sa longueur).

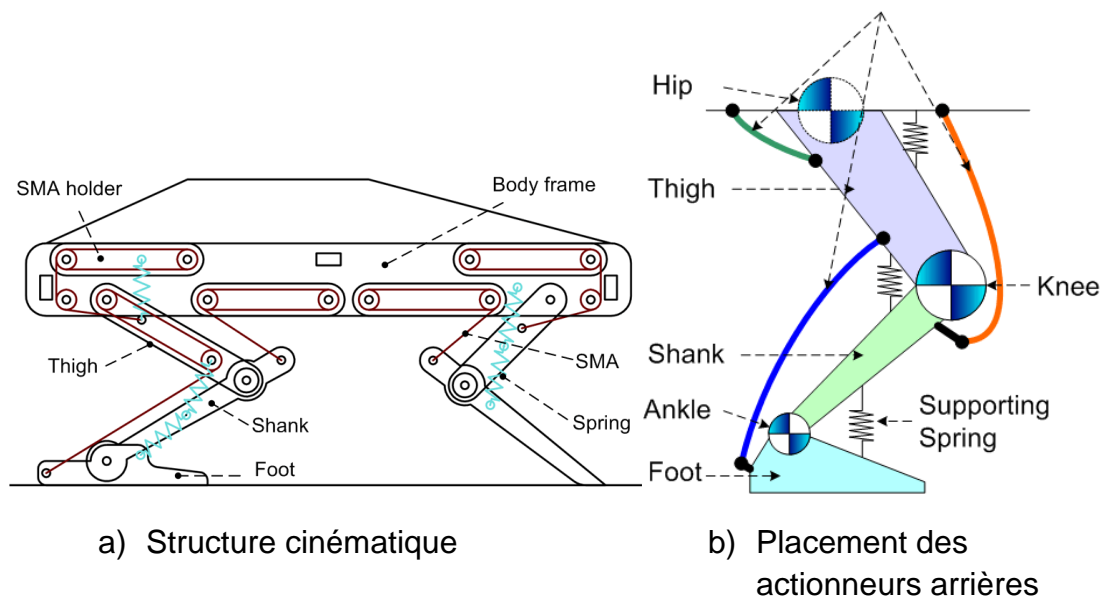


Figure 62 - Robot quadrupède actionné par fil en AMF [105].

3.7 Conclusion

Les actionneurs à base d'alliages à mémoire de forme sont largement utilisés en robotique et sous des formes très diverses. Cela tient à un certain nombre d'avantages comme une simplicité de mise en œuvre et de bonnes caractéristiques mécaniques, en termes de contrainte admissible notamment. Dans le cadre de certaines applications robotiques ces avantages compensent leurs défauts traditionnels qui sont une faible bande passante et un faible rendement énergétique. Parmi ces applications, on trouve la robotique pour le médical (prothèses et instruments de chirurgie), la manipulation fine et la locomotion sous toute ses formes.

De bons résultats sont obtenus en particulier lorsque l'application présente des exigences élevées en matière de compacité et un besoin limité en course de sortie. A ce titre, les applications de micro-préhension se distinguent avec de nombreux dispositifs imaginés.

Des cas d'usage a priori moins adaptés conduisent tout de même à des performances intéressantes grâce à des choix réfléchis de forme et de dimensions d'AMF et grâce à de multiples astuces de mise en œuvre. On joue ici principalement sur l'amplification du mouvement comme dans le cas des applications de robotique mobile que l'on a citées.

Enfin, même si pour l'instant les robots actionnés par AMF sont tous des prototypes de laboratoire, mentionnons que de tels robots pourraient bientôt être transférés vers le monde industriel. Les applications médicales et chirurgicales en particulier sont prometteuses de ce point de vue. Elles touchent à des marchés considérables et affichent des exigences limitées en matière de rendement et de dynamique d'actionnement.

Conclusion

Chacune des trois premières parties a permis de dégager les caractéristiques principales de l'actionnement piézoélectrique, fluidiques flexible et à base d'alliages à mémoire de forme. L'article a alors introduit en premier lieu le principe physique de base et son exploitation dans des actionneurs pour la robotique. Des éléments de dimensionnement et d'intégration sont disponibles pour le concepteur, tout comme des exemples emblématiques issus de développement de prototypes de dispositifs robotiques. Les solutions présentées ne sont bien entendu pas équivalentes mais plutôt complémentaires. Pour le souligner, nous pouvons nous appuyer sur le positionnement de l'actionnement fluide flexible réalisé dans la deuxième partie. Il a alors en effet été positionné par rapport à d'autres technologies d'actionnement dans un diagramme contrainte/déformation, ce qui permet une analyse comparative des trois technologies présentées.

Une telle analyse n'a de sens que s'il est possible de rendre directement comparable les actionneurs entre eux. D'une manière générale, cette démarche reste délicate. D'une part car les cinématiques d'actionnement peuvent être complexes, en particulier dans le cas des actionneurs fluidiques flexibles. Construire des grandeurs adimensionnées relatives aux efforts et déplacements reste alors une question ouverte. D'autre part car les caractéristiques des actionneurs développés en laboratoire ou dans l'industrie dépendent intrinsèquement du contexte, et alors de l'exploitation du mécanisme de transformation de mouvement mis en place. On peut remarquer à ce sujet que la conception d'actionneurs donne rarement lieu à un effort de positionnement par rapport aux autres technologies de manière quantitative, ce qui est dommage pour le roboticien qui doit s'engager dans un choix lors de la phase de conception robotique.

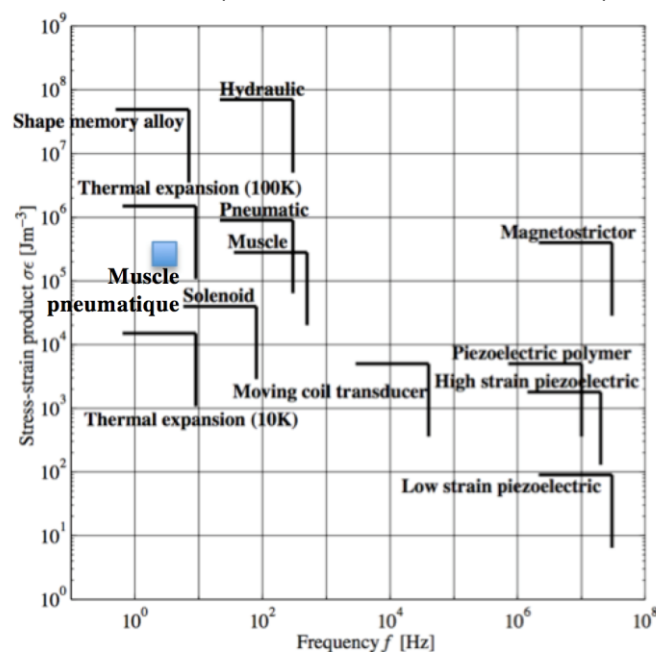
Certaines solutions d'actionnement sont tout de même directement comparables, du fait des formes et principes de génération de mouvement exploités. Pour l'actionneur piézoélectrique, il s'agit de l'actionneur de type stack, permettant de générer un déplacement linéaire. Pour les alliages à mémoire de forme, l'emploi d'un fil d'AMF permet de même de produire un mouvement linéaire. Enfin, les muscles pneumatiques de type Mc Kibben permettent aussi de piloter un mouvement de translation, comme décrit en section 2.2.

Comme représenté en figure 28, une première comparaison peut être faite entre efforts et déplacement générables avec les trois actionneurs. Pour rendre la comparaison pertinente, il s'agit en fait de comparer une contrainte, obtenue en rapportant l'effort disponible à la surface de l'actionneur, et une déformation, obtenue en rapportant le déplacement générable à la longueur initiale des actionneurs. Dans ce plan, l'actionnement piézoélectrique apparaît alors davantage comme un générateur d'effort, les niveaux de déformations restant beaucoup plus faibles qu'avec les deux autres actionneurs. L'actionnement fluide permet d'accéder aux plus grands domaines de déformation, ce qui se justifie par l'emploi de matériaux souples dans leur structure. Les actionneurs AMF permettent d'accéder à des domaines de déformation d'un ordre de grandeur moindre, mais avec des efforts supérieurs. En terme de puissance volumique, donc de produit contrainte-déformation, l'AMF est la solution la plus intéressante, l'actionnement piézoélectrique étant

sur ce plan de nouveau assez défavorable. Enfin, dans le même plan, on peut voir que les raideurs des actionneurs sont aussi distinctes : les rapports contrainte / déformation qui les expriment montrent la raideur supérieure d'un ordre de grandeur de l'actionnement piézoélectrique par rapport aux AMF, eux mêmes d'une raideur supérieure d'un ordre de grandeur à l'actionnement fluide flexible. Cet aspect peut avoir un impact direct pour des applications où la compliance, dont l'inverse de la raideur, est souhaitée comme en robotique collaborative.

L'intérêt de l'actionnement piézoélectrique transparait si l'on caractérise les actionneurs dans un plan puissance volumique / fréquence d'actionnement (Figure 63). L'actionnement piézoélectrique permet d'accéder à des fréquences qui sont 10^5 fois supérieures à celles des autres actionneurs, l'AMF étant la solution plus défavorable sur ce plan. On a là le critère qui explique l'exploitation très large de l'actionnement piézoélectrique en robotique mobile, pour des robots volants bioinspirés, en robotique de production pour la compensation de vibrations et robotique médicale pour la compensation par exemple du tremblement du praticien.

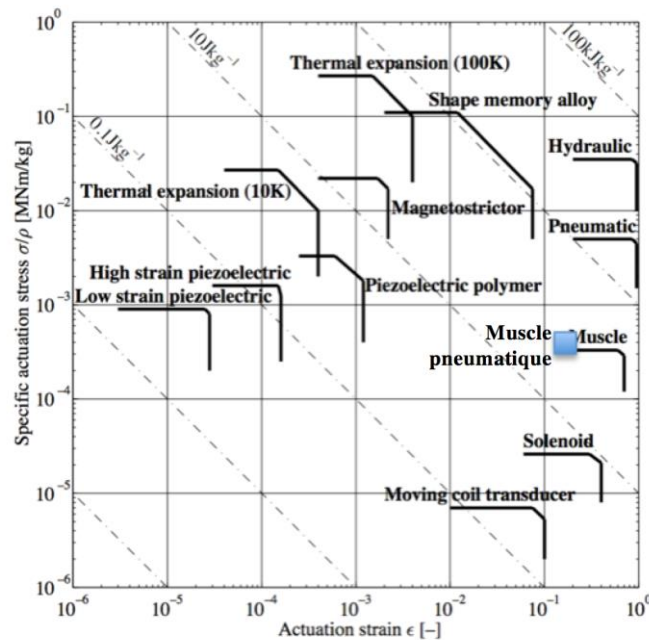
Figure 63 - Abaque de comparaison des actionneurs adapté de [33], présentant le produit contrainte-déformation pour différentes technologies d'actionnement. Pour l'actionnement pneumatique, le cas d'un muscle pneumatique est considéré (actionneur Festo DMSP40).



Finalement, il est également intéressant de comparer les puissances massiques en tenant compte des déformations accessibles. La puissance massique est en effet un critère d'intérêt pour toutes les applications de robotique mobile, où la masse totale du système robotique impacte directement ses performances dynamiques. Dans ce cas (Figure 64), l'actionnement AMF montre sa supériorité en terme de puissance massique, avec un niveau de déformation accessible qui le place entre actionnement piézoélectrique et fluide flexible.

Figure 64 - Abaque de comparaison des actionneurs adapté de [33],

présentant la contrainte spécifique rapportée à la densité de l'actionneur en fonction de la déformation accessible. Pour l'actionnement pneumatique, le cas d'un muscle pneumatique est considéré (actionneur Festo DMSP40).



A la conclusion de cet article, il est important en dernier lieu de souligner que toutes les technologies d'actionnement présentées restent en évolution. La constitution même des actionneurs pneumatiques flexibles évolue pour tendre à optimiser leurs caractéristiques en fonction du système robotisé à piloter. Actionneurs par AMF et piézoélectriques évoluent quant à eux par leur intégration, notamment grâce aux progrès accomplis dans les procédés de fabrication de systèmes robotiques aux échelles micro et mésoscopiques. L'ensemble de ces technologies d'actionnement quitte aujourd'hui progressivement les laboratoires pour devenir les composants essentiels d'une prochaine génération de robots, présents dans la sphère industrielle et au delà.

Sigles, notations et symboles

Symbole	Description	Unité
a	Paramètre d'élasticité $a = \frac{1}{2n_0 E} p$	Sans unité
A	Aire d'une section	
b	Largeur	m
A_f	Température de fin de transformation austénite	K
A_s	Température de début de transformation austénite	K
C	Chaleur spécifique	kg.K/s
d	Course libre	m
D	Diamètre de la cavité hémicylindrique des actionneurs fluidiques flexibles	m
E	Module de Young	GPa
f	Densité de force $f = F/(p l_0^2)$	
F	Force	N

h	Facteur de forme $h=t/r$ Hauteur (ou épaisseur d'une section) Coefficient de convection thermique	Sans unité m W/m ² .K
h _t	Paramètre géométrique des actionneurs fluidiques flexibles	m
H	Courbure	m ⁻¹
l ₀	Longueur au repos	m
l	Longueur active	m
i	Intensité électrique	A
M _f	Température de fin de transformation martensite	K
M _s	Température de début de transformation martensite	K
n	Nombre de poches élémentaires dans un actionneur fluidique flexible	Sans unité
p	Pression	Pa
r ₀	Rayon au repos	m
R	Résistance électrique	Ω
r	Rayon actif	m
S	Surface d'échange thermique	m ²
T(t)	Température instantanée	K
T _a	Température ambiante	K
t	Epaisseur de paroi Temps	m s
u	Paramètre géométrique des actionneurs fluidiques flexibles	m
U	Déplacement	m
V	Tension d'alimentation Volume	V m ³

α	Angle de tressage des actionneurs McKibben	Sans unité
D _H	Enthalpie	J
δλ	Elongation d'une poche élémentaire d'un actionneur fluidique flexible	m
δ _n	Déflexion d'un actionneur fluidique flexible	m
ε	Déformation Contraction des actionneurs McKibben $\varepsilon = 1 - l/l_0$	Sans unité
γ	Tension de surface	N/m
λ	Longueur d'une poche d'un actionneur fluidique flexible	m
η	Facteur d'amplification $\eta = \sigma/p$	Sans unité
φ	Diamètre	m
σ	Limite élastique Densité de force $\sigma = F/(\pi\phi^2/4)$	MPa
ρ	Masse volumique	kg/m ³

Actionneurs non-conventionnels pour la robotique

Non-conventional actuators for robotics

par **Pierre LAMBERT**

Professeur Chargé de Cours

Laboratoire BEAMS, Université libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Jérôme SZEWCZYK

Professeur des Universités

Laboratoire ISIR, Université Paris 6, Paris, France

Pierre RENAUD

Professeur des Universités

Laboratoire ICube, INSA de Strasbourg, Strasbourg, France

Sources bibliographiques

- [1] VANDERBORGHT B. et al. – *Variable impedance actuators: A review*, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol 61, pp 1601–1614 (2013)
- [2] RHEE C.-H. et al., *Multi-degree-of-freedom thin-film PZT-actuated microrobotic leg*, *IEEE Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 21, n°6, pp. 1492-1503 (2012).
- [3] NEWCOMB C. V. and FLINN I., “*Improving the linearity of piezoelectric ceramic actuators*,” *IEE Electronics Letters*, vol. 18, no. 11, pp. 442–443, May 1982.
- [4] TZOU B.S., *Development of a light-weight robot end-effector using polymeric piezoelectric bimorph*, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1704-1709 (1989)
- [5] ZHANG X. et al., *Experimental implementation on vibration mode control of a moving 3-PRR flexible parallel manipulator with multiple PZT transducers*, *Journal of Vibration and Control*, Vol. 16, n°9 (2010).
- [6] SCHNEIDER U. et al. – *Integrated approach to robotic machining with macro-/micro-actuation*, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Vol. 30, pp 636-647 (2014)
- [7] BACHTA W. et al., *The Cardiolock project : design of an active stabilizer for cardiac surgery*, *ASME Journal of Mechanical Design*, Vol. 133, n07, pp. 071002-071011 (2011).
- [8] RABENOROSAO K. et al., *SQUIPABOT: a Mesoscale Parallel Robot for a Laser Phonosurgery*, *International Journal of Optomechatronics*, DOI 10.1080/15599612.2015.1059534 (2016)
- [9] SU H. et al., *Piezoelectrically Actuated Robotic System for MRI-Guided Prostate Percutaneous Therapy*, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol 20, No 4, (2015).
- [10] FUKUDA T. et al., *Steering mechanism of underwater micro mobile robot*, *IEEE*

International Conference on Robotics and Automation, pp. 363-368 (1995).

[11] WOOD R.J. – *The first takeoff of a biologically inspired at-scale robotic insect*, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 24, n°2, pp. 341-347 (2008)

[12] N. Chaillet, S. Régnier. *La microrobotique, applications à la micromanipulation*. Lavoisier-Hermès (2008)

[13] A. De Greef, P Lambert and A. Delchambre. Towards flexible medical instruments: review of flexible fluidic actuators. *Precision Engineering*, 33:311–321 (2009).

[14] Laure Esteveny "Vers un actionnement sûr pour la radiologie interventionnelle robotisée », Thèse de doctorat de l'Université de Strasbourg, 2014.

[15] J.a Li, K.b Kawashima, and T.a Kagawa. A method to suppress temperature increase in pneumatic artificial rubber muscles. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 61:59–65 (2015).

[16] K. Suzumori, S. Wakimoto, K. Miyoshi, and K. Iwata. Long bending rubber mechanism combined contracting and extending fluidic actuators. Pages 4454–4459 (2013)

[17] M. De Volder and D. Reynaerts. Pneumatic and hydraulic microactuators: A review. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 20:4 (2010)

[18] F. Daerden, *Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements*, PhD Thesis, Vrije Universiteit Brussel (1999)

[19] K. Suzumori. Elastic materials producing compliant robots. *Robotics and Autonomous Systems*, 18(1-2):135–140 (1996)

[20] Ramses V. Martinez, Carina R Fish, Xin Chen, and George M. Whitesides. Elastomeric origami: Programmable paper-elastomer composites as pneumatic actuators. *Advanced Functional Materials*, 22:7:1376–1384 (2012)

[21] M. Agerholm and A. Lord. The “artificial muscle” of mckibben. *The Lancet*, 277(7178):660–661 (1961)

[22] B. Gorissen, W. Vincentie, F. Al-Bender, D. Reynaerts, and M. De Volder. Modeling and bonding-free fabrication of flexible fluidic microactuators with a bending motion. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 23:4 (2013)

[23] S. Konishi, M. Nokata, O. C. Jeong, S. Kusuda, T. Sakakibara, M. Kuwayama, and H. Tsutsumi. Pneumatic micro hand and miniaturized parallel link robot for micro manipulation robot system. In *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando, Florida, pages 1036–1041, May (2006)

[24] Benjamin Gorissen, Michaël De Volder, Aline De Greef, Dominiek Reynaerts. Theoretical and experimental analysis of pneumatic balloon microactuators, *Sensors and Actuators A* 168 58–65 (2011)

[25] H. Owaki, T. Kawahara, and F. Arai. Design and fabrication of bionic joint based on stiffness anisotropy of joint of insect. *Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C*, 79(801):1744–1753 (2013)

[26] S. Konishi, F. Kawai, and P. Cusin. Thin flexible end-effector using pneumatic balloon actuator. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 89(1-2):28–35 (2001)

[27] M. Lazeroms, A. La Haye, W. Sjoerdsma, W. Schreurs, W. Jongkind, G. Honderd and C. Grimbergen, A hydraulic forceps with force-feedback for use in minimally invasive surgery, *Mechatronics*, 6:4, pp437-446 (1996)

[28] Shuichi Wakimoto, Keiko Ogura, Koichi Suzumori, Yasutaka Nishioka, *Miniature Soft Hand with Curling Rubber Pneumatic Actuators*, p. 556, 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation Kobe International Conference Center Kobe, Japan, May 12-17 (2009)

[29] Benjamin Gorissen, Takuya Chishiro, Shuhei Shimomura, Dominiek

- Reynaerts, Michael De Volder, Satoshi Konishi, Flexible pneumatic twisting actuators and their application to tilting micromirrors, *Sensors and Actuators A* 216 426–431 (2014)
- [30] Matthew Bryant, Michael A Meller and Ephraim Garcia, Variable recruitment fluidic artificial muscles: modeling and experiments, *Smart Mater. Struct.* 23, 074009 (12pp) (2014)
- [31] K. Suzumori, New Pneumatic Artificial Muscle Realizing Giacometti Robotics and Soft Robotics, *Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology, ICMDT2015, Okinawa, April 22-25* (2015)
- [32] K. Suzumori, Pneumatic Rubber Actuator Driven by Elastic Traveling Waves, *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, Vol. 42 No. 2 P 398-403 (1999)
- [33] J.E. Huber, N.A. Fleck, and M.F. Ashby. The selection of mechanical actuators based on performance indices. *Proc. R. Soc. Lond. A*, 453:2185–2205 (1997)
- [34] B. Tondu. Modelling of the McKibben artificial muscle: A review. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 23(3):225–253 (2012)
- [35] D.H. Chen and K. Ushijima, Prediction of the mechanical performance of McKibben artificial muscle actuator. *International Journal of Mechanical Sciences* 78, pp. 183-192 (2014)
- [36] F. Daerden and D. Lefeber, The concept and design of pleated pneumatic artificial muscles, *The International Journal of Fluid Power*, 2(3):41-50 (2001)
- [37] A. De Greef, Towards Medical Flexible Instruments, a Contribution to the Study of Flexible Fluidic Actuators, PhD thesis, Université libre de Bruxelles (2010)
- [38] Pierre Lambert (Editeur), *Surface Tension Effects in Microsystems*, Springer (2013)
- [39] D.B.a Reynolds, D.W.b Repperger, C.A.a Phillips, and G.a Bandry. Modeling the dynamic characteristics of pneumatic muscle. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(3):310–317 (2003)
- [40] S.a Ganguly, A.b Garg, A.a Pasricha, and S.K.a Dwivedy. Control of pneumatic artificial muscle system through experimental modelling. *Mechatronics*, 22(8):1135–1147 (2012)
- [41] Bertrand Tondu. Robust and accurate closed-loop control of McKibben artificial muscle contraction with a linear single integral action. *Actuators*, 3:142–161 (2014)
- [42] Chernus Pavel and Sharovатов Valery. Dynamic mathematical model of two-way bellow actuator. *Procedia Engineering*, 100:1040–1045 (2015)
- [43] T.V. Minh, B. Kamers, H. Ramon, and H. Van Brussel. Modeling and control of a pneumatic artificial muscle manipulator joint - part i: Modeling of a pneumatic artificial muscle manipulator joint with accounting for creep effect. *Mechatronics*, 22(7):923–933 (2012)
- [44] Dong Han, Hongri Gu, Joon wan Kim, Shinichi Yokota, and Kazuya Edamura. A novel 3d-printed finger integrated with ecf micropump. In *Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology* (2015)
- [45] I. Gaiser, R. Wiegand, O. Ivlev, A. Andres, H. Breitwieser, S. Schulz and G. Bretthauer, *Compliant Robotics and Automation with Flexible Fluidic Actuators and Inflatable Structures*, in *Smart Actuation and Sensing Systems - Recent Advances and Future Challenges*, Chap 22, Intech ISBN 978-953-51-0798-9 (2012)
- [46] Yasutaka NISHIOKA, Megumi UESU, Hisae TSUBOI, Sadao KAWAMURA Proposal of an Extremely Lightweight Soft Actuator using Plastic Films with a Pleated Structure, 19th International Conference on mechatronics and Machine Vision in Practice M2VIP12, Auckland, NZ, 28-30th November (2012)
- [47] M. De Volder, AJM Moers and D. Reynaerts. Fabrication and control of miniature McKibben actuators. *Sensors and Actuators A* 166, pp 111-116 (2011)

- [48] K. Suzumori, New Pneumatic Artificial Muscle Realizing Giacometti Robotics and Soft Robotics, Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology, ICMDT2015, Okinawa, April 22-25 (2015)
- [49] Norihiko Saga, Taro Nakaniura, Jnnichi Uehara and Takashi Iwade, Development of Artificial Muscle Actuator Reinforced by Kevlar Fiber, IEEE ICIT'02, Bangkok, THAILAND, pp. 950-954 (2002)
- [50] Taro Nakamura and Hitomi Shinohara, Position and Force Control Based on Mathematical Models of Pneumatic Artificial Muscles Reinforced by straight Glass Fibers, 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 April (2007)
- [51] K.a Ozaki, S.b Wakimoto, K.a Suzumori, and Y.b Yamamoto. Novel design of rubber tube actuator improving mountability and drivability for assisting colonoscope insertion. Pages 3263–3268 (2011)
- [52] M.N. Ribuan, K. Suzumori, and S. Wakimoto. New pneumatic rubber leg mechanism for omnidirectional locomotion. International Journal of Automation Technology, 8(2):222–230 (2014)
- [53] J.-F. Menudet, A. Zarhaee, B. Solano, J. Szewczyk, B. Herman, C. Rotinat, C. Vidal, and B. Gayet. Id2u project: Single use dexterous surgical instrument [projet id2u: Instrument dextre à usage unique]. IRBM, 32(3):169–171, (2011)
- [54] Hironari Taniguchi and UYusuke Naito. A prototype of multifunctional finger joints rehabilitation device using penumatic soft actuators. In Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology, (2015)
- [55] K Shimizu, A. Shunori, K. Morimoto, M Hashida, and S Konishi. Development of a biochip with serially connected pneumatic balloons for cell-stretching culture. Sensors and Actuators, B: Chemical, 156(1):486–493 (2011)
- [56] H. Matsuoka and K. Suzumori. Gas/liquid phase change actuator for use in extreme temperature environments. International Journal of Automation Technology, 8(2):140–146 (2014)
- [57] Mingzhao Cheng, Tomonori Kato, Shunta Honda, Kazuki Sakuragi, and Manabu Ono. Pressure control of a miniature rubber muscle driven by gas- liquid phase-change. In Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology (2015)
- [58] Koichi Suzumori, Akira Wada, Shuichi Wakimoto, New mobile pressure control system for pneumatic actuators, usingreversible chemical reactions of water, Sensors and Actuators A 201 148– 153 (2013)
- [59] Akira Wada, Koichi Suzumori, Hidehiro Kametani, Takaaki Kitamori, and Shuichi Wakimoto. New gas rubber actuator driven with electroly- sis/synthesis of water. In Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology (2015)
- [60] K. Takashima, J. Rossiter, and T. Mukai. Mckibben artificial muscle using shape-memory polymer. Sensors and Actuators, A: Physical, 164(1-2):116–124, (2010)
- [61] B. Tondu, R. Emirkhanian, S. Mathé, and A. Ricard. A ph-activated artificial muscle using the mckibben-type braided structure. Sensors and Actuators A: Physical, 150(1):124–130 (2009)
- [62] B. Tondu, S. Mathé, and R. Emirkhanian. Low ph-range control of mckibben polymeric artificial muscles. Sensors and Actuators A: Physical, 159(1):73–78, (2010)
- [63] Yusuke Okamoto, Takefumi Kanda, Shuichi Wakimoto, and Koichi Suzumori. Displacement and gripping detection by piezoelectric polymer sensors for soft actuators. In Proceedings of the 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology (2015)
- [64] K. Kure, T. Kanda, K. Suzumori, and S. Wakimoto. Flexible displacement sensor using injected conductive paste. Sensors and Actuators A: Physical,

143(2):272–278 (2008)

- [65] Daniela Rus and Michael T. Tolley, Design, fabrication and control of soft robots, *Nature*, vol 521, pp 467-475, 28 Mai (2015)
- [66] A. Manuello Bertetto, M. Rugg, Characterization and modeling of air muscles, *Mechanics Research Communications* 31 pp 185–194 (2004)
- [67] E. Patoor and M. Berveiller, Technologie des alliages à mémoire de forme : comportement mécanique et mise en œuvre, *Traité des nouvelles technologies*, Editions Hermes, 1994.
- [68] T. Duerig and D. Stoeckel and D. Johnson, SMA, Smart Materials for Medical Applications, proceeding of SPIE, European Workshop on Smart Structures in Engineering and Technology, pp 7-15, Vol. 4763, March 2003.
- [69] J. Raghavan and T. Bartkiewicz and S. Boyko and M. Kupriyanov and N. Rajapakse and B. Yu, Damping, tensile, and impact properties of superelastic shape memory alloy (SMA) fiber-reinforced polymer composites, *Composites: Part B* 41, pp : 214–222, 2010.
- [70] E. Jennings and J. Van de Lindt, Shape Memory Alloy Dampers for Response Modification of Light-Frame Wood Buildings, *Proceeding of the fifteenth World Conference on Earthquake Engineering*, Lisbon, Portugal, 2012.
- [71] T. Chenal and J. Case and J. Paik and R. Kramer, Variable Stiffness Fabrics with Embedded Shape Memory Materials for Wearable Applications, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, September 14-18, 2014. Chicago, IL, USA, pp : 2827-2831, 2013.
- [72] R.A. Craig, Mechanics issues of induced strain actuation, 1st European Conference on Smart Structures and Materials, Glasgow, 1992.
- [73] M. Wu and L. Schetky, Industrial Applications for Shape Memory Alloys, *Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies*, Pacific Grove, California, pp : 171-182, 2000.
- [74] C. Megnin and J. Barth and M. Kohl, A bistable SMA microvalve for 3/2-way control, *Sensors and Actuators A* 188, pp : 285– 291, 2012.
- [75] J. Choi and H. Son and Y. Lee, Biomimetic variable-focus lens system controlled by winding-type SMA actuator, *Optic Express*, Vol. 17, No. 10, May 2009.
- [76] C. Faria and C. De Marqui Jr. and D. Inman, and V. Lopes Jr., Nonlinear Dynamic Model and Simulation of Morphing Wing Profile Actuated by Shape Memory Alloys, D. Adams et al. (eds.), *Topics in Nonlinear Dynamics*, Volume 3, *Conference Proceedings of the Society for Experimental Mechanics Series* 28, pp 21-28, 2012.
- [77] C. Chang and J. Shie, Design and Implementation of a Bionic Mimosa Robot with Delicate Leaf Swing Behavior, *Micromachines*, Vol. 6, pp : 42-62, 2015.
- [78] C. Mavroidis, Development of Advanced Actuators Using Shape Memory Alloys and Electrorheological Fluids, *Research in Nondestructive Evaluation*, Vol. 14, Issue 1, March 2002.
- [79] R. Velazquez and E. Pissaloux and M. Hafez and J. Szewczyk, Tactile Rendering with Shape Memory Alloy Pin-Matrix, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 57 Issue:5, pp : 1051 – 1057, 2008.
- [80] J. Sheng and J. Desai, A Novel Meso-Scale SMA-Actuated Torsion Actuator, *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robot and Systems*, pp : 4718-4723, Hamburg, Germany, Sept. 28-Oct. 2, 2015.
- [81] J. Abadie and N. Chaillet and C. LExcellent, Modeling of a new SMA Micro-actuator for Active Endoscopy Applications, *Mechatronics* Vol. 19, 4, pp : 437-442, 2009.
- [82] A. AbuZaiter, M. Ali, Analysis of Thermomechanical Behavior of Shape-Memory-Alloy Bimorph Microactuator, *Fifth International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation Langkawi*, Malaysia, 27 Jan - 29 Jan, 2014.

- [83] V. De Sars, S. Haliyo and J. Szewczyk, A practical approach to the design and control of active endoscopes, *Mechatronics*, Elsevier publisher. Vol 20(2), pp 251-264, 2010.
- [84] R. Gorbet and D. Wang and K. Morris, Preisach model identification of a two-wire SMA actuator, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 3, pp : 2161 – 2167, 1998.
- [85] B. Donmez and B. Ozkan and S. Kadioglu, Precise position control using shape memory alloy wires, *Turk J Elec Eng & Comp Sci*, Vol.18, No.5, 2010.
- [86] G. Song and B. Kelly and B. Agrawa, Active Position Control of a Shape Memory Alloy Wire Actuated Composite Beam, Part of the SPIE Conference on Mathematics and Control in Smart Structures, pp : 755-766, Newport Beach, California, March 1999.
- [87] R. Josephine Selvarani and S. Sunjai Nakshatharan and K. Dhanalakshmi, Differential resistance feedback control of a self-sensing shape memory alloy actuated system, *ISA Transactions*, Vol. 53, pp : 289–297, 2014.
- [88] T. Wang and Z. Shi and D. Liu and C. Ma and Z. Zhang, An Accurately Controlled Antagonistic Shape Memory Alloy, Actuator with Self-Sensing Sensors, Vol. 12, pp : 7682-7700, 2012.
- [89] A. Paiva and M. Savi, An overview of constitutive models for shape memory alloys, *Mathematical Problems in Engineering*, Vol. 2006 (2006), pp : 1-30, 2006.
- [90] K. Tanaka and S. Nagaki, S., A thermomechanical description of materials with internal variables in the process of phase transitions, *Archive Appl Mech*, Vol. 51(5), pp : 287–299, 1982.
- [91] J. Boyd and D. Lagoudas, D., A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. part 1. the monolithic shape memory alloy, *Int. Journal of Plasticity*, Vol. 12 (7), 1996.
- [92] M. Cianchetti, Fundamentals on the use of Shape Memory Alloys in Soft Robotics, in *Interdisciplinary Mechatronics*, eds M. K. Habib and J. P. Davim, John Wiley & Sons, Inc., 2013.
- [93] J. Szewczyk, E. Marchandise, P. Flaud, L. Royon and R. Blanc, Active Catheters for Neuroradiology, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol 23(1), pp 105-115, 2011.
- [94] E. Ayvali and J. P. Desai, Towards a Discretely Actuated Steerable Cannula, *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp : 1614-1619, Saint Paul, Minnesota, 14-18 May, 2012.
- [95] M. Barry and M. Shayan and B. Jankowitz and Y. Chen and X. Duan and A. Robertson and M. Chyu and Y. Chun, Smart Guidewires for Smooth Navigation in Neurovascular Intervention, *J. of Medical Devices*, vol. 9, 2015.
- [96] A. Tzemanaki and P. Walters and A.G. Pipe and C. Melhuish and S. Dogramadzi, An Anthropomorphic Design for a Minimally Invasive Surgical System based on a Survey of Surgical Technologies, Techniques and Training, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 10 (3), pp : 368–378, 2014.
- [97] K. Andrianesis and A. Tzes, Design of an Innovative Prosthetic Hand with Compact Shape Memory Alloy Actuators, *Mediterranean Conf. on Control and Automation*, pp : 697-702, Planatias-Chania, Greece, June 25-28, 2013.
- [98] J-H. Kyung and B-G. Ko and Y-H. Ha and G-J. Chung, Design of a Microgripper for Micromanipulation of Microcomponents using SMA Wires and Flexible Hinges, *Sensors and Actuators A* 141, pp : 144-150, 2008.
- [99] C-M. Lin and C-H. Fan and C-C. Lan, A Shape Memory Alloy Actuated Microgripper with Wide Handling Ranges, *IEEE/ASME Int. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics*, pp : 12-17, Singapore, July 14-17, 2009.
- [100] L. Stirling and C-H. Yu and J. Miller and E. Hawkes and R. Wood and E.

Goldfield and R. Nagpal, Applicability of Shape Memory Alloy Wire for an Active, Soft Orthotic, Journal of Materials Engineering and Performance, pp : 658-662, Vol. 20 (4), 2011.

[101] I. Doroftei and B. Stirbu, Application of Ni-Ti Shape Memory Alloy actuators in a walking micro-robot, Mechanika, Vol. 20 (1), pp : 70-79, 2014.

[102] H-M. Son and J-B. Gu and S-H. Park and Y-J. Lee and T-H. Nam, Design of a New Quadruped Robot with SMA Actuators for Dynamic Walking, SICE-ICASE Int. Joint Conference, pp : 344-348, Bexco, Korea, 18-21 October, 2006.

[103] M. Nishida and K. Tanaka and H.O. Wang, Development and Control of a Micro Biped Walking Robot using Shape Memory Alloys, IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp : 1604-1609, Orlando, Florida, May 2006.

[104] T. Ho and S. Lee, A Shape Memory Alloy-Actuated Bio-inspired Mesoscale Jumping Robot, Int. J. of Advanced Robotic Systems, vol. 9 (91), 2012.

[105] T. Ho and S. Lee, Design of an SMA-Actuated Jumping Robot, IEEE Conf. on Robotics, Automation and Mechatronics, pp : 589-594, Singapore, 28-30 June 2010.

À lire également dans nos bases

NOGAREDE Bertrand. – *Moteurs piézoélectriques*. [D 3765], Convertisseurs et machines électriques tournantes (1996).

HUBBERT Arnaud, HADDAB Yassine. – *Conception, modélisation et commande des systèmes microrobotiques*. [S 7712], Robotique (2015).

GUENIN Gérard. – *Alliages à mémoire de forme*. [M 530], Matériaux - Matériaux fonctionnels (1996).

LEBRETON Claude. – *Alliages à mémoire de forme de type nickel titane – Fiches matériaux*. [M 532], Matériaux - Matériaux fonctionnels (2004).

Sites Internet

Cedrat Technologies www.cedrat-technologies.com

Festo <https://www.festo.com/catalogue/dmisp>

Piezomotor Uppsala AB www.piezomotor.com

Physik Instrumente GmbH www.physikinstrumente.com

Percipio Robotics www.percipio-robotics.com

Nanomotion Inc www.nanomotion.com

Noliac www.noliac.com

Shadow Robot Company <http://www.shadowrobot.com/products/air-muscles/>

Shinsei Corporation www.shinsei-motor.com

Memry Inc. <http://www.memry.com/>

DynAlloy Inc. <http://www.dynalloy.com/>

Muscle Wires <http://www.musclewires.com/>

Fort Waynes Metal <http://www.fwmetals.com/>

NT Research Inc. <http://www.roboticstoday.com/>

A propos des muscles McKibben, voir l'adresse: makezine.com/projects/make-40/joseph-mckibben-and-the-air-muscle/

Événements

Salon Micronora: Salon européen de référence en microtechniques et précision (tous les deux ans les années paires) <http://www.micronora.com/>

Normes et standards

AFNOR Alliages à mémoire de forme (AMF) - Vocabulaire et mesures NF A51-080 AFNOR, 1991.

ISO *Acoustique : méthode de calcul du niveau d'isotonie* ISO 532 1975 ISO, 1975.

AFNOR *Tuiles en terre cuite pour posé en discontinu. Détermination des caractéristiques physiques. Partie 1 : essai d'imperméabilité* NF EN 539-1 AFNOR, 1994.

Brevets

Takagi et al. Pneumatic Actuator for Manipulator, US patent 4,615,260 (1986)

Richard H. Gaylor, Fluid Actuated Motor System and Stroking Device, US patent 2,844,126 (1958)

Remerciements

Ce travail a été en partie financé par le réseau PAI 7/38 MicroMAST initié par la politique scientifique fédérale belge (BELSPO), par le projet ARC Prediction, et par le programme Erasmus Mundus EASED.