



# Expérimentations de microjauges de déformation réalisées par microfabrication sur des aiguilles médicales

A. Naimi, A. Bonvilain

## ► To cite this version:

A. Naimi, A. Bonvilain. Expérimentations de microjauges de déformation réalisées par microfabrication sur des aiguilles médicales. Journées Nationales du Réseau Doctoral en Microélectronique (JNRDM'14), May 2014, Lille, France. pp.4, 2014, Journées Nationales du Réseau Doctoral en Microélectronique (JNRDM'14). <hal-01091010>

**HAL Id: hal-01091010**

**<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01091010>**

Submitted on 4 Dec 2014

**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.

# Expérimentations de microjauge de déformation réalisées par microfabrication sur des aiguilles médicales

Aiteb NAIMI, Agnès BONVILAIN  
Univ. Grenoble Alpes, TIMA F-38031 Grenoble  
CNRS, TIMA, F-38031 Grenoble

E-mail : aiteb.naimi@imag.fr

## Résumé

*Les aiguilles médicales sont sujettes à des déformations lors de leur insertion dans les tissus humains, du fait de l'inhomogénéité de ceux-ci. La maîtrise de leur trajectoire en radiologie interventionnelle est un atout majeur pour la précision des gestes des praticiens et par conséquent pour la qualité de l'acte. Dans cet article, nous présentons les résultats d'expérimentations de microjauge de déformation, réalisées par microfabrication sur des aiguilles médicales. Ces expérimentations consistent à imposer une trajectoire à l'extrémité distale de l'aiguille (l'extrémité proximale étant encastrée) en vue de mesurer la déformation subie. Une comparaison avec une modélisation analytique permettra de caractériser les mesures. Enfin, nous proposerons des pistes afin d'améliorer les caractéristiques piézorésistives des microjauge ainsi que leur facteur de jauge.*

## 1. Introduction

Les tissus humains sont des milieux très inhomogènes pouvant engendrer la déformation des aiguilles utilisées en radiologie interventionnelle du fait de leur géométrie longue et fine [1]. Un écart par rapport à la cible visée par le praticien dû à la déviation de l'extrémité de l'aiguille entraîne une diminution des chances de succès de l'intervention. Des méthodes de détection de l'aiguille par imagerie existent comme l'échographie, la radiologie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) [2]. Cependant, ces méthodes, malgré l'aide apportée, ne permettront pas un guidage précis de l'aiguille. Des modèles de calcul ont été proposés dans le but d'améliorer la navigation de l'aiguille, à travers la prédiction de sa trajectoire. L'hypothèse faite de l'indéformabilité de l'aiguille limite leur précision. Une nouvelle méthode de mesure de la déformée de l'aiguille est proposée ici, dans le but de fournir au praticien en temps réel la forme déformée de l'aiguille dans une image préalable du patient [3]. Des microjauge de déformation sont intégrées sur l'aiguille permettant de mesurer sa déformation en temps réel et ainsi apporter une information plus pertinente au praticien.

## 2. Caractérisation des microjauge

Afin de satisfaire le besoin des praticiens, une précision de 0,5 mm sur la position de l'extrémité de l'aiguille est suffisante. Des microjauge de déformation

ont été conçues et réalisées. Des expérimentations ont ensuite été menées dans lesquelles des simulations de déformations ont été imposées aux aiguilles par le parcours de trajectoires rectilignes.

### 2.1 Description du microcapteur

La forme en U et les dimensions des microjauge ont été déterminées suite à des modélisations numériques effectuées sous ANSYS. Elles permettent entre autre de minimiser l'influence des effets transversaux. Les dimensions des microjauge sont de  $500 \times 150 \mu\text{m}$  avec une largeur de bras de  $50 \mu\text{m}$  et un espacement entre chaque bras de  $50 \mu\text{m}$ . Elles sont constituées d'un empilement de différentes couches de matériaux (fig 1), une première de 200 nm en nitrure de silicium permet de les isoler électriquement de l'aiguille en acier, la seconde de 400 nm en germanium comme matériau piézorésistif (couche sensible du microcapteur). Enfin des plots de 400 nm en or sont déposés pour réaliser la connexion électrique de la jauge par bonding. Un procédé de microfabrication en salle blanche a été élaboré en prenant en compte la courbure du substrat en acier. Cette particularité rend chaque étape de réalisation plus complexe [4].

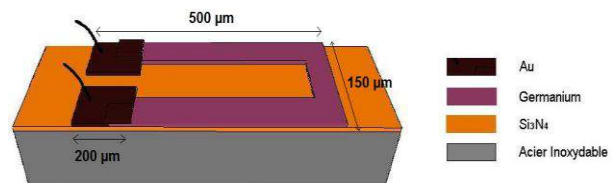


Figure 1. Schéma d'une microjauge

Le principe de fonctionnement des microjauge repose sur les propriétés piézorésistives du germanium obtenues par recuit de cristallisation. A partir de la variation de résistance de la microjauge, il est possible de quantifier la déformation subie et d'en déduire ainsi la position de l'extrémité de l'aiguille.

### 2.2 Expérimentations

Un banc de mesure a été mis en place afin d'effectuer les premières caractérisations des microjauge réalisées [5]. Il est composé de (fig 2) :

- une table XY, qui permet de déplacer l'extrémité de l'aiguille à des positions prédéfinies,
- un étau solidaire au bâti où vient s'encastrent l'aiguille,
- une carte d'acquisition pilotée par un programme Labview,
- Un ordinateur où seront enregistrées les mesures.

L'aiguille est placée de sorte que la microjauge soit au plus près de l'encastrement, localisation de la contrainte maximale. Une trajectoire est imposée à l'extrémité de l'aiguille en définissant la distance à parcourir et le pas des points de mesure. Un nombre de mesure choisi est réalisé à chaque position de l'aiguille.

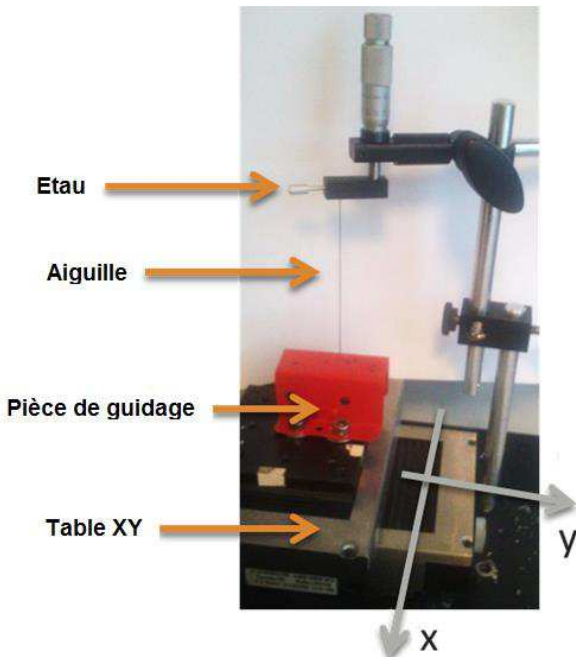


Figure 2. Banc de mesure

Le déplacement de l'extrémité de l'aiguille permet de lui appliquer d'une déformation connue. Cette déformation engendre une variation de résistance de la microjauge qui est traduite en une tension par la carte d'acquisition et ensuite enregistrée. La relation liant cette variation de résistance à la déformation de l'aiguille ( $\varepsilon$ ) est donnée par

$$\text{l'équation qui suit [6]} : \varepsilon = \frac{\Delta R}{R \cdot GF} \quad (1)$$

Avec  $\Delta R/R$  la variation relative de la résistance de la microjauge et  $GF$  le facteur de jauge.

Chaque mesure permet de déterminer la déformation en un point. En parallèle chaque déformation est susceptible d'être calculée analytiquement, en assimilant l'aiguille à une poutre encastree libre dans la théorie des poutres (fig3). L'équation qui lie la déformation (suivant  $z$ ) et la position de l'aiguille (suivant  $x$ ) est la suivante [4]:

$$\varepsilon_z = \frac{MD}{2EI} = \frac{3D(l_a - z)}{2l_a^3} \cdot \delta_x \quad (2)$$

Où  $M$  est le moment de flexion,  $D$  est le diamètre de l'aiguille,  $E$  est le module de Young de l'acier,  $I$  est le moment quadratique de l'aiguille,  $l_a$  est la longueur de l'aiguille,  $z$  est la distance entre le point d'encastrement de l'aiguille et la jauge et  $\delta_x$  est le déplacement de l'aiguille.

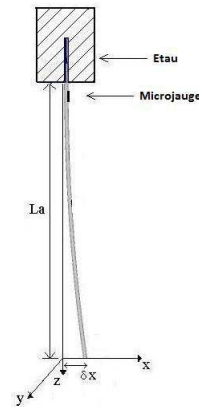


Figure 3. Déformation de l'aiguille contrainte par un déplacement suivant l'axe  $x$

Nous avons fait subir 10 séries de 5 et 10 trajectoires de 3 mm avec un pas de 0,5 mm à l'extrémité de l'aiguille dans le but de déterminer la répétabilité de nos mesures ainsi que leur incertitude. A chaque position, une mesure est réalisée et une déformation calculée expérimentalement et analytiquement. Un comparatif est fait entre ces deux valeurs de déformation dans l'objectif de quantifier les écarts.

### 3. Résultats

Lors de la réalisation des mesures au cours des trajectoires, il a été remarqué des sauts aléatoires des mesures. Nous avons donc effectué une trajectoire en relevant 10 mesures par position de l'extrémité aiguille. La figure 4 met en évidence l'influence des perturbations extérieures. En effet, en certains points, les 10 mesures sont très éloignées les unes des autres (comme aux abscisses 2 et 3 par exemple).

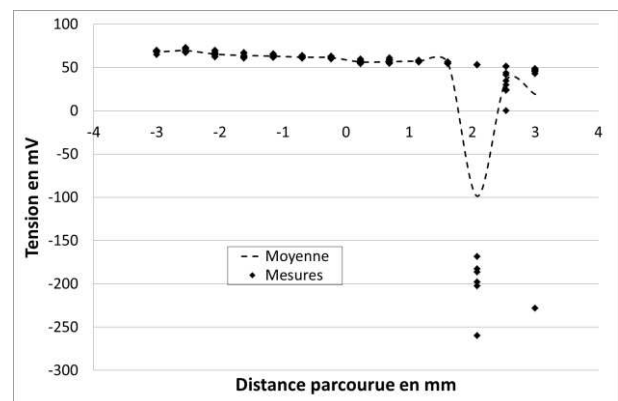


Figure 4. Mesures réalisées sur une trajectoire et leur valeur moyenne en pointillée pour chaque position.

La figure 5 représente les résultats de mesures de la déformation de l'aiguille, obtenus sur une même microjauge sur les trajectoires dont le facteur de jauge est le plus élevé et le plus faible. Ils sont accompagnés des valeurs calculées analytiquement. La déformation est symétrique de part et d'autre de la position non déformée. La forme et l'amplitude de la déformation mesurée est en accord avec celles calculées.

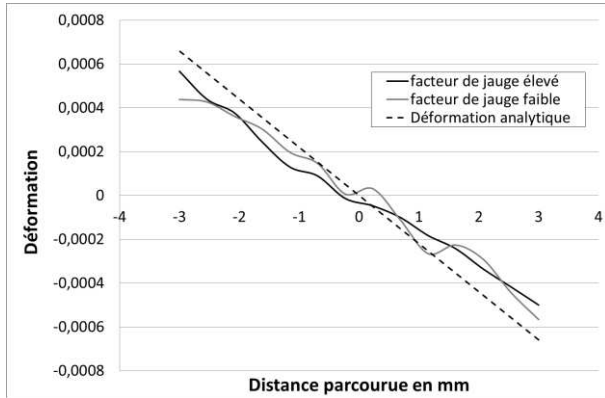


Figure 5. Résultats des mesures de la déformation de l'aiguille en noir pour la trajectoire avec le facteur de jauge le plus élevé, en gris celle avec le facteur de jauge le plus faible et sa valeur calculée analytiquement en pointillée en fonction de la distance parcourue.

Le tableau de la figure 6 présente le facteur de jauge moyen calculé pour chaque série de trajectoires et l'écart type moyen des écarts calculés entre chaque déplacement obtenu expérimentalement et analytiquement. L'équation qui lie le facteur de jauge et les mesures réalisées est la suivante :

$$\frac{V_{acq}}{V_{a\lim}} = \frac{-3D(l_a - z)}{2l_a^3} \cdot GF \cdot \delta_x \quad (3)$$

Où  $V_{acq}$  est la tension mesurée et  $V_{a\lim}$  la tension d'alimentation de la carte d'instrumentation. Une bonne répétabilité des mesures est observée. L'incertitude moyenne de la totalité des résultats est satisfaisante par rapport aux besoins des praticiens.

Le remplacement de la jauge par une résistance connue permet la détermination de l'incertitude de la chaîne de mesure. La résistance étant fixe, les seules variations de tension qui peuvent être mesurées représentent le bruit parasite engendré par les composants de la chaîne. Des mesures ont été réalisées et montre un écart type en tension de  $2,6 \cdot 10^{-2}$  mV. Celle-ci représente un déplacement de 10  $\mu\text{m}$ . L'erreur de mesure est donc majoritairement due aux bruits environnants.

Série	Nombre de trajectoires	GF moyen	Ecart type moyen en mm
1	5	2,91	0,67
2	5	3,40	0,79
3	5	2,18	0,52
4	5	3,50	0,39
5	5	3,03	0,40
6	5	3,42	0,33
7	10	3,32	0,52
8	10	3,34	0,51
9	10	3,31	0,56
<b>Moyenne</b>		<b>3,32</b>	<b>0,52</b>

Figure 6. Tableau récapitulatif des résultats

## 4. Discussion

Les résultats obtenus nous poussent à se questionner sur certains paramètres qui influent sur la qualité de nos microjagues. Il apparaît que les caractéristiques piézorésistives et les contacts électriques sont deux points auxquels des améliorations sont à apporter.

### 4.1 Caractéristiques piézoresistives du germanium

Le taux de cristallisation est un facteur influent sur les propriétés piézorésistives du germanium et donc sur la sensibilité des microjagues. Dans le procédé de fabrication développé, une étape de recuit permet la cristallisation du germanium amorphe déposé par évaporation. Le but de cette montée en température est l'apport de l'énergie nécessaire à l'activation de l'arrangement des atomes dans une structure ordonnée. Typiquement, le recuit de cristallisation du germanium est de l'ordre de 450°C. Cependant, la température critique de l'acier, nous contraint à limiter la température de ce recuit à 350°C maximum. Il est donc nécessaire de trouver de nouvelles approches afin de contourner ce problème. Dans la littérature, trois solutions ont été proposées : la cristallisation assistée par contrainte, la cristallisation assistée par laser à excimer et la cristallisation induite par métal MIC (Metal-Induced Crystallization). Notre choix s'est orienté vers la plus pertinente et la plus évidente à mettre en application dans notre cas, la MIC. Cette méthode permet par l'ajout d'une couche de métal eutectique (de l'or dans notre cas) sur la couche de semi-conducteur de pouvoir abaisser la température de recuit. Cependant, plusieurs paramètres comme choix du métal [7] [8], l'épaisseur des couches, la température et le temps de recuit [9] [10] sont à déterminer. Les premiers paramètres utilisés ne semblent pas satisfaisants. Des travaux sont en cours dans le domaine pour améliorer cette étape.

### 4.2 Bonding et résistances de contact

La forme cylindrique de l'aiguille entraîne des difficultés lors de la réalisation du bonding. Elle ne permet notamment pas l'utilisation du wedge bonding ou du ball bonding. Une méthode manuelle (colle conductrice) a été mise en place, mais reste insatisfaisante car elle entraîne des risques de court-circuit des microjagues, les rendant non fonctionnelles. En effet, les dimensions de la jauge rendent la précision de la pose de laque d'argent extrêmement difficile, ce qui engendre parfois des contacts de mauvaise qualité. Des mesures de résistances ont été réalisées sur le contact entre le bonding et la jauge. Dans certains cas, les valeurs relevées sont de l'ordre du k $\Omega$  et du M $\Omega$ , nettement supérieure aux valeurs données dans la littérature, de 5,1 à 13,4 m $\Omega$  [11]. La figure 7 montre deux images, prises au microscope après un bonding, où il est observable que la couverture partielle d'une jauge ou le contact entre ces deux plots endommagent les qualités des microjagues.

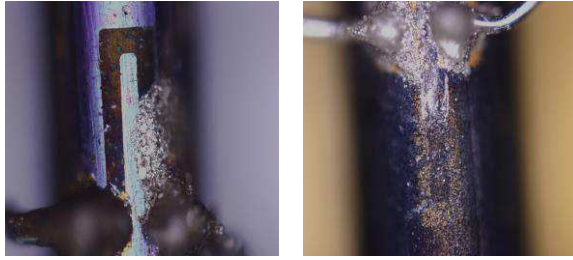


Figure 7. Images microscopiques d'une microjauge avec un bonding

Le taux de réussite du bonding étant faible, seules quelques microjagues ont pu être expérimentées (fig 8).

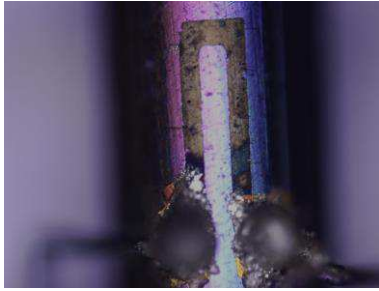


Figure 8. Image microscopique d'une microjauge avec un bonding réussi

Une piste est à l'étude, la déportation des contacts des microjagues sur l'extrémité proximale de l'aiguille. Le contact pourrait être réalisé par pression par exemple.

## 5. Conclusions et perspectives

Dans ces travaux, nous avons caractérisé la déformation d'une aiguille médicale instrumentée par une microjauge piézorésistive. Un facteur de jauge moyen de 3,32 a été déterminé. Une bonne cohérence entre nos résultats et les valeurs analytiques a été montrée. L'incertitude associée aux mesures de 0,52 mm est en adéquation avec les besoins des praticiens. Néanmoins, quelques améliorations doivent être envisagées.

Tout d'abord, la maîtrise de la cristallisation du germanium permettrait d'augmenter le facteur de jauge à des valeurs avoisinant les 60, améliorant ainsi le rapport signal sur bruit et permettant de s'affranchir du bruit parasite extérieur. Cette étape de cristallisation reste une des plus délicates dans la fabrication. Une méthode de cristallisation assistée par métal a été choisie. Un compromis entre choix du métal, épaisseur des couches, température et temps de recuit est en cours d'investigation.

Ensuite, les contacts électriques seront quant à eux déportés à l'extrémité proximale de l'aiguille, afin de connecter les microjagues en se dispensant des problèmes de bonding.

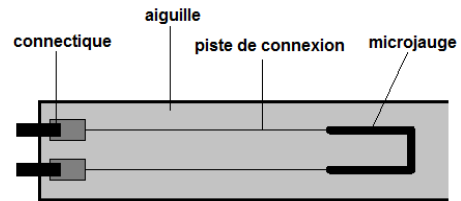


Figure 9. Schéma des contacts électriques

Les pistes seront déposées pendant le procédé de fabrication de la microjauge. Une connectique viendra créer un contact par pression par exemple, comme illustré sur la figure 9.

## Références

- [1] N. Abolhassani, R. Patel, and M. Moallem, "Needle insertion into soft tissue: A survey", *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, pp. 413–431, 2007.
- [2] S. Gupta and D. C. Madoff, "Image-Guided Percutaneous Needle Biopsy in Cancer Diagnosis and Staging", *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, vol. 10, pp. 88–101, Jun. 2007.
- [3] A. Moreau-Gaudry, A. Bonvilain, "Dispositif d'intervention chirurgicale comprenant un instrument susceptible de se déformer", brevet N° FR0855617, déposé 19/08/2008
- [4] W. Yang, "Conception et intégration de microsystèmes sur un cylindre pour la mesure de ses déformations : application à un outil du domaine de la santé", 2011, thèse de doctorat, Université de Grenoble.
- [5] A. Bonvilain, M. Gangneron, "First experimintations of microsensors microfabricated on a long and thin medical needle", DTIP 2014, 2-4 april 2014, Cannes (accepté).
- [6] T. Waterfall, "Design of piezoresistive MEMS force and displacement sensors", Mémoire M.S., Brigham Young Univ., 2006.
- [7] Park, JinHong and Tada, Munehiro and Jung, WooShik and Wong, H.S. Philip and Saraswat, Krishna C., "Metal induced dopant (boron and phosphorus) activation process in amorphous germanium for monolithic threedimensional integration", *Journal of Applied Physics*, 106,074510 (2009).
- [8] Knaepen, W. and Gaudet, S. and Detavernier, C. and Van Meirhaeghe, R. L. and Sweet, J. Jordan and Lavoie, C., "In situ x-ray diffraction study of metal induced crystallization of amorphous germanium", *Journal of Applied Physics*, 105, 083532 (2009).
- [9] Chen, Z. W.; Lai, J. K. L. & Shek, C. H., "Microstructural changes and fractal Ge nanocrystallites in polycrystalline Au/amorphous Ge thin bilayer films upon annealing", *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2006, 39, 4544
- [10] Hou Jianguo and Wu Ziqin, "Experimental demonstration of the role of local latent heat in Ge pattern formation", *Phys. Rev. B*, American Physical Society, 1990, 42, 32713275
- [11] X. Liu, G.Q. Lu. "Power Chip Interconnection: From Wirebonding to Area Bonding", *International Journal of Microcircuits and Electronic Packaging*, Vol.23, N°4, 2000.