



HAL
open science

Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digitales

Georges Debrégeas, Alexis Prevost, Julien Scheibert

► To cite this version:

Georges Debrégeas, Alexis Prevost, Julien Scheibert. Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digitales. *Images de la Physique*, 2009, pp.11-17. hal-00444839

HAL Id: hal-00444839

<https://hal.science/hal-00444839v1>

Submitted on 7 Jan 2010

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.

Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digitales

Georges Debrégeas, Alexis Prevost, Julien Scheibert.

Laboratoire de Physique Statistique de l'Ecole Normale Supérieure

24, rue Lhomond 75005 Paris

La perception tactile digitale humaine fait de la main un outil d'une exceptionnelle précision. L'information tactile est entièrement contenue dans les déformations de la peau induites par le contact entre le doigt et l'objet. Celles-ci sont traduites en signaux nerveux par des terminaisons nerveuses mécano-sensibles situées sous l'épiderme. La transduction de l'information tactile passe donc par une étape mécanique pré-neuronale que nous avons récemment étudiée au moyen d'un capteur tactile artificiel, biomimétique de l'extrémité du doigt humain. Nous avons mis en évidence en particulier un rôle important des empreintes digitales : celles-ci conduisent à une amplification d'une fréquence particulière de vibration qui coïncide avec la fréquence de réponse maximale de l'un des mécano-récepteurs. Plus généralement, la présence des empreintes digitales confère à l'organe tactile les caractéristiques d'un filtre dont les propriétés de renforcement de contraste et de discrimination de textures sont classiquement utilisées dans le domaine de l'analyse d'image (filtre de Gabor).

La main est un instrument extraordinaire qui nous permet d'interagir avec notre environnement avec une précision bien supérieure à celle des meilleurs robots. Cette capacité résulte de la coordination entre le système moteur, qui contrôle l'activité des muscles, et le système tactile qui informe en permanence le système nerveux des contraintes s'exerçant à la surface de la peau. Ainsi, lorsque nous soulevons un objet, tout glissement même partiel entre les doigts et l'objet est immédiatement détecté et conduit à un accroissement de la pression exercée par les doigts en moins de 70 ms. C'est la rapidité et la précision de cet ajustement inconscient qui nous permet de saisir un objet fragile sans le briser ni le laisser échapper. La sensibilité tactile cutanée des mains nous permet également d'extraire une grande quantité d'information sur les objets que nous manipulons, telle que leur courbure ou leur poids, les propriétés de rugosité ou d'adhésion de leur surface, ou encore la dureté du matériau qui les constitue.

Comme dans tout système sensoriel, la perception tactile implique une étape de transduction de l'information par un organe périphérique qui assure l'interface entre le monde extérieur et le système nerveux. L'information finale, traitée par le système nerveux central, dépend de façon cruciale des propriétés biomécaniques de cet organe qui contrôlent la façon dont l'information physique est filtrée, mise en forme puis traduite en activité nerveuse. Dans le cas du toucher humain, c'est la peau qui constitue cette interface : l'information tactile est entièrement contenue dans la séquence de déformation de la peau induite par le contact entre le doigt et l'objet. Ces déformations cutanées sont converties en signaux nerveux par un ensemble de terminaisons nerveuses mécano-sensibles situées de 0.5 à 2 mm sous l'épiderme (voir *encadré 1*). Celles-ci sont de plusieurs types: elles se distinguent d'une part par l'étendue de leur champ récepteur qui définit la zone de sensibilité associée en surface. Les nerfs afférents sont également classés en fonction de leurs caractéristiques temporelles de réponse à un stimulus variable. Les fibres de type SA (« Slowly Adapting ») répondent à une sollicitation

continue par opposition aux fibres de type FA (« Fast Adapting ») qui ne réagissent qu'à des variations rapides de ce stimulus (vibrations).

Afin d'obtenir une description complète de la perception tactile, il est donc nécessaire de comprendre comment les différentes caractéristiques physiques d'un substrat (sa forme, sa rugosité, ses propriétés d'adhésion et de dureté, etc.) se traduisent mécaniquement au niveau sous-cutané dans des conditions naturelles d'exploration. En 1981, une étape importante dans ce sens a été franchie par J. Philips et K.O. Johnson qui ont développé un modèle mécanique simplifié de la peau considérée comme un milieu élastique semi-infini, homogène et isotrope. Sous cette hypothèse, ils ont calculé le champ des contraintes et des déformations mécaniques à toute profondeur sous la peau lorsque le doigt est appuyé sur des substrats de topographie bien définie (succession de poinçons carrés de largeur constante et d'espacement croissant). Ils ont pu relier le résultat de ce calcul aux profils spatiaux du taux de décharge nerveuse d'un des mécanorécepteurs de type SA (cellules de Merkel, voir *encadré 1*) effectivement mesurés chez le singe lors d'une expérience similaire. Leur travail a permis d'établir que certains aspects de la réponse de ces mécanorécepteurs étaient la conséquence directe de l'étape de transduction mécanique. Les mesures électro-physiologiques montrent par exemple un maximum de la fréquence de décharge nerveuse au niveau des bords de marche (ce qui équivaut à un renforcement effectif du contraste topographique). Ce phénomène résulte des propriétés des équations de l'élasticité linéaire qui conduisent à une divergence des contraintes aux frontières d'un poinçon en indentation.

Ce modèle a été depuis affiné, grâce au développement des méthodes numériques, afin de mieux rendre compte des propriétés biomécaniques et géométriques de la peau. Ce modèle, valable essentiellement lors d'une indentation statique, ne permet cependant pas de comprendre la dépendance de la perception tactile avec les conditions

exploratoires, notamment l'amélioration significative de la sensibilité tactile induite par le mouvement du doigt. Il a été établi récemment que la perception des textures de surface se fait à travers deux canaux perceptifs parallèles associés aux textures grossières et fines, respectivement. Pour les premières (taille latérale $>200\mu\text{m}$), le codage de l'information est fondé sur les variations *spatiales* des contraintes au sein du contact entre le doigt et le substrat évaluées par les mécanorécepteurs de type SA (voir *encadré 1*). Ce canal perceptif, qui est par exemple à l'œuvre dans la lecture de caractères Braille, est relativement insensible au mouvement du doigt. A l'inverse, l'information relative aux textures fines (taille latérale $<200\mu\text{m}$) est contenue dans les *vibrations rapides* de la peau, dont l'amplitude est traduite principalement par les terminaisons nerveuses Paciniennes de type FA (voir *encadré 1*). Cette composante de la perception ne permet pas de localiser des détails particuliers de la surface, mais de caractériser globalement une texture, d'obtenir ainsi une sorte de « couleur » tactile. Ce canal perceptif ne peut être activé que par un mouvement relatif du substrat et du doigt. De plus, les corpuscules de Pacini présentant un maximum de sensibilité autour de 200-300 Hz, ce sont plus particulièrement les vibrations de la peau dans cette gamme fréquentielle qui contrôlent cette composante tactile.

Les dimensions du champ récepteur d'une terminaison nerveuse augmentent avec la profondeur h à laquelle elle se situe sous la surface de la peau (dans l'hypothèse élastique semi-infinie, l'étendue du champ récepteur croît comme h^2). Les corpuscules de Pacini étant localisés les plus profondément, i.e. à $h \sim 2$ mm, leur champ récepteur a l'extension maximale (de l'ordre du cm^2). Ce sont pourtant eux qui sont impliqués dans la perception des structures de surface les plus fines. Pour notamment comprendre ce paradoxe, nous avons récemment développé une approche biomimétique de la perception tactile en mettant au point un capteur tactile artificiel qui reproduit le fonctionnement d'un corpuscule de Pacini lors d'une exploration dynamique (*figure 1*). L'élément central du système est un micro-capteur de force de type MEMS (Micro-

Electro Mechanical System, fabriqué par le LETI-CEA) simulant une terminaison mécano-sensible. La partie sensible du capteur MEMS est constituée d'une membrane de silicium circulaire suspendue, encastrée sur son périmètre et surmontée en son centre d'une tige cylindrique rigide (voir *encadré 1*). Une force appliquée sur la tige induit des déformations de la membrane, lesquelles sont mesurées par des jauges piézorésistives qui y sont intégrées de part et d'autre du clou le long de deux diamètres orthogonaux. Bien que ce micro-capteur permette donc de mesurer simultanément les trois composantes de la force locale (dans une région millimétrique), nous n'avons analysé dans la suite que la composante normale notée p . Le capteur MEMS est recouvert d'une « peau » élastique de surface sphérique dont l'épaisseur à l'apex est égale à $h=2\text{mm}$ (*figure 1b*). Grâce à ce dispositif, nous nous sommes notamment intéressés au rôle des empreintes digitales dans le processus de transduction de l'information tactile associé aux textures fines. Deux types de « peau » ont donc été fabriquées, l'une lisse et l'autre présentant des structures en surface analogues aux empreintes digitales sous la forme de créneaux de période $\lambda=220\ \mu\text{m}$.

Ce capteur a été frotté à charge normale P et vitesse v constantes sur des substrats plans à grande échelle mais dont la surface présente une rugosité contrôlée sous la forme de créneaux de profondeur $\sim 28\ \mu\text{m}$ obtenus par photolithographie. Les arêtes de ces créneaux sont positionnées aléatoirement (et séparées en moyenne de $75\ \mu\text{m}$) afin d'obtenir, dans la gamme $75\ \mu\text{m}-4\text{cm}$, un bruit blanc gaussien topographique, c'est-à-dire une rugosité pour laquelle chaque longueur d'onde spatiale est présente avec une égale intensité. La direction du mouvement est perpendiculaire à la fois aux arêtes du substrat et à la direction définie par celles des empreintes quand celles-ci sont présentes sur la peau du capteur. La figure 2 montre les variations de pression $p(u) - \langle p \rangle$ mesurées à l'aide de ces capteurs en fonction de la distance u parcourue par le substrat (*figure 1b*, schéma de gauche), pour les deux types de peau, ainsi que les caractéristiques spectrales de ces signaux. Dans le cas d'une peau lisse, les plus petites

modulations du signal de pression correspondent à des échelles de déplacement du substrat de l'ordre du millimètre. Sur le spectre de puissance des signaux de pression (*figure 2b*), cela se traduit par le fait que pour des longueurs d'onde inférieure à $\sim 1\text{mm}$ les fluctuations sont rapidement atténuées. Le doigt agit donc comme un filtre passe-bas. La présence d'empreintes digitales produit un signal dont l'enveloppe est similaire mais à laquelle se superposent de larges oscillations à la longueur d'onde λ des empreintes. Sur le spectre de puissance, celles-ci se traduisent par la présence d'un pic fondamental et de ses harmoniques. Les empreintes digitales permettent donc une amplification spécifique, de type passe-bande, de l'information tactile associée aux textures d'extension caractéristiques similaires aux empreintes elles-mêmes. En d'autres termes, la sensibilité du système à empreintes est optimale pour des irrégularités de période spatiale $220\ \mu\text{m}$.

Nous avons pu interpréter ce résultat dans le cadre d'un modèle mécanique linéaire. Considérons un capteur de force noyé dans un bloc élastique homogène et isotrope à une profondeur h sous la surface de ce bloc (*figure 3*). La réponse du capteur à une force localisée en surface à la position (x,y) définit le champ récepteur $F(x,y)$. La réponse à tout champ de contraintes en surface $\sigma^s(x,y)$ appliqué à la surface de la peau s'écrit alors $p = \iint F(x,y)\sigma^s(x,y) dx dy$. Lors du frottement stationnaire d'un substrat *lisse*, le champ de pression de contact $\bar{\sigma}(x,y)$ est invariant dans le temps. A l'inverse, si le substrat présente une rugosité fine, ce champ est fonction de la position u du substrat. Dans le cas de structures de surface telles que celles utilisées pour cette étude, ce champ peut s'écrire en première approximation :

$$\sigma^s(x,y) = \bar{\sigma}(x,y).(1+T(u-x))$$

où $\bar{\sigma}(x, y)$ est la contrainte locale moyenne et $T(x)$ est la fonction à deux niveaux ($T = \pm 1$) décrivant la topographie de la surface du substrat. Avec ces hypothèses, le signal mesuré par le capteur prend donc la forme :

$$p(u) = \langle p \rangle + \iint (F \cdot \bar{\sigma})(x, y) \cdot T(u - x) dx dy$$

La transduction linéaire de l'information tactile est donc contrôlée par une fonction de réponse $g_1 = \int F \cdot \bar{\sigma} dy$, qui dépend du produit du champ récepteur et du champ de contrainte interfacial moyen lors de l'exploration (*figure 3*). Si le premier terme de ce produit est une propriété intrinsèque du capteur, le deuxième est au contraire une donnée contextuelle : le champ de contrainte moyen $\bar{\sigma}$ dépend en effet des conditions exploratoires telles que la charge totale appliquée ou la position de la zone de contact par rapport à celle du capteur. Ce champ de contraintes dans la zone de contact, qui module l'intensité du stimulus à la surface de la peau, peut être vu comme l'analogie du profil d'intensité lumineuse éclairant la scène observée pour le système visuel. Cette approche linéaire permet d'interpréter de façon directe la façon dont les empreintes digitales modifient la transduction mécanique tactile. Dans la limite où leur amplitude est faible devant l'épaisseur h , les empreintes ne modifient que marginalement le champ récepteur F du capteur. Mais à l'inverse, elles changent significativement le champ de contraintes moyen dans la zone de contact, celui-ci s'annulant entre les empreintes. Il en résulte une modulation périodique de la fonction de réponse linéaire à l'origine de l'amplification spectrale du signal autour de la fréquence v/λ .

L'utilisation de substrats présentant une rugosité aléatoire – un bruit de texture « blanc » - a permis de confirmer expérimentalement les formes prédites de la fonction de réponse linéaire g_1 pour les deux types de peau par une méthode dite de corrélation inverse. Cette méthode d'analyse de systèmes dynamiques est fondée sur un

développement mathématique (Wiener/Volterra) dont le résultat pratique est que la réponse linéaire g_1 de tout système est donnée par la fonction de corrélation croisée

$$\langle e(u)s(u-x) \rangle \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} e(u)s(u-x)du$$

des signaux d'entrée $e(x)$ et de sortie $s(x)$ dès lors que

le premier présente les caractéristiques d'un bruit blanc gaussien. Nous avons ainsi pu déterminer expérimentalement la fonction de réponse linéaire $g_1(x) = \langle p(u)I(u-x) \rangle$, pour le capteur lisse et pour le capteur avec empreintes, dans des conditions exploratoires similaires (*figure 4*). Pour les deux systèmes, cette fonction se caractérise par une enveloppe d'extension millimétrique comparable à celle du champ récepteur. Mais comme anticipé, les empreintes digitales introduisent une oscillation rapide de cette fonction de réponse dont la valeur s'annule à intervalle régulier.

Le système biomimétique utilisé pour cette étude constitue une version minimale de l'organe tactile. Cependant, les ingrédients physiques qui conduisent aux caractéristiques essentielles de la fonction de réponse stimulus-signal g_1 du système sont suffisamment simples pour qu'il soit raisonnable d'en analyser les conséquences fonctionnelles dans le cas d'un véritable doigt humain. En modulant la forme du champ de pression interfacial, les empreintes digitales conduisent à une amplification des fluctuations de contraintes sous-cutanées induites par les rugosités de longueur d'onde λ . Cette période spatiale correspond à une fréquence temporelle v/λ où v est la vitesse du doigt sur la surface explorée. Dans des conditions naturelles d'exploration (c'est-à-dire spontanées), v est de l'ordre de 10-15 cm/s. La distance entre empreintes étant de l'ordre de 0.5 mm, la fréquence temporelle sélectionnée est de l'ordre de 200-300 Hz qui se trouve être le régime optimal de réponse des corpuscules de Pacini. Les empreintes digitales permettent donc un conditionnement du signal mécanique optimum pour le codage neuronal par le canal Pacinien. Cette interprétation permet de résoudre le paradoxe apparent énoncé plus haut d'un codage des informations de textures fines par le mécanorécepteur dont le champ récepteur est le plus étendu et donc dont la résolution

spatiale est la plus réduite. Contrairement aux cellules de Merkel (voir *encadré 1*), le système Pacinien ne permet pas l'identification de défauts individuels localisés mais il permet l'évaluation de l'amplitude d'une composante spectrale particulière de la rugosité correspondant à la longueur d'onde des empreintes digitales. La sensibilité de cette mesure spectrométrique, et donc celle de la perception tactile associée, est favorisée par une zone de contact et un champ récepteur étendus.

Il est intéressant de noter que ce mécanisme de sélection spectrale existe aussi dans d'autres systèmes mécano-sensitifs. Dans le cas de l'audition humaine par exemple, l'onde acoustique incidente met en mouvement une membrane, dite basilaire, qui sépare deux compartiments de la cochlée. En chaque position le long de cette membrane, une fréquence particulière d'oscillation est sélectionnée par un processus d'amplification mécanique relativement complexe. Les rongeurs utilisent leurs moustaches (vibrisses faciales) pour percevoir tactilement leur environnement. Il a été suggéré récemment qu'un principe de décomposition spectrale de l'information tactile est également à l'oeuvre, chaque vibrisse étant associée à une fréquence particulière de résonance définie par ses propriétés mécaniques et géométriques. Il faut noter néanmoins que les mécanismes à l'origine du filtrage spectral sont différents dans le cas du toucher digital humain : c'est le profil spatial de la fonction de réponse qui est à l'origine du phénomène d'amplification, et non les propriétés de résonance mécanique de l'organe tactile. Cette forme particulière de la fonction de réponse permet d'envisager d'autres implications intéressantes pour la perception tactile. Elle est en effet l'analogue qualitatif d'un filtre de Gabor dont l'utilisation est classique en analyse d'images (voir *encadré 2*). Ce type de filtre permet une amplification du contraste dépendant de l'orientation, mais aussi une détection efficace du mouvement.

Ces expériences, utilisant une approche de type biomimétique, ont pour visée principale une meilleure compréhension des mécanismes physiques mis en jeu dans la

perception tactile humaine. Ces résultats pourraient en outre servir de source d'inspiration en robotique, en particulier pour parvenir à doter les robots de performances tactiles proches de celles de l'Homme. Les systèmes actuels sont le plus souvent fondés sur une détection statique de la topographie des substrats au moyen de palpeur formés d'une matrice de capteurs de force dont la période (au mieux de l'ordre de quelques centaines de microns) fixe la limite de résolution spatiale. Le résultat de notre étude suggère que cette limite pourrait être franchie par une exploration dynamique et en structurant à petite échelle la surface de la membrane élastique couvrant les capteurs.

Encadré 1 : Physiologie du système tactile digital humain

Les mécanorécepteurs impliqués dans la perception tactile digitale humaine sont de 4 types (*figure E1a*) et portent les noms de leur découvreur respectif : corpuscules de Meissner, corpuscules de Pacini, cellules de Merkel et organes de Ruffini. Ils constituent les terminaisons des nerfs afférents qui les relient au système nerveux central. Ces mécanorécepteurs sont localisés à différentes profondeurs sous la peau, les plus profonds (corpuscules de Pacini) étant à environ 2 mm. Présents sur l'ensemble de la main, ils sont répartis spatialement avec des densités différentes, leur densité la plus grande étant sur l'extrémité des doigts (*figure E1c*, tableau). Ils répondent aux déformations du tissu environnant en délivrant des impulsions électriques (potentiels d'action) qui sont ensuite interprétées par le système nerveux central. Pour mesurer la réponse nerveuse individuelle de ces mécanorécepteurs, les neurophysiologistes insèrent sur l'avant bras une micro-électrode de tungstène jusqu'à ce qu'ils accrochent le nerf afférent d'une des terminaisons nerveuses (*figure E1b*). Ils mesurent alors l'activité électrique du nerf en réponse à une sollicitation localisée de la peau. Il est alors possible de déterminer la taille du champ récepteur associé à la cellule sélectionnée, c'est-à-dire la zone de la peau pour laquelle une réponse est enregistrée pour un stimulus d'amplitude donné. Plus le mécanorécepteur se situe profondément sous la peau, plus son champ récepteur est large (*figure E1c*, tableau).

La réponse à une sollicitation de type « ramp and hold » permet également de caractériser les propriétés d'adaptation du nerf : les cellules de Merkel et de Ruffini, à adaptation lente (de type SA pour « Slowly Adapting ») répondent durant toute la durée de la sollicitation. A l'inverse, les corpuscules de Meissner et de Pacini, à adaptation rapide (de type FA « Fast Adapting ») répondent principalement lorsque le stimulus

varie et sont donc sensibles aux vibrations. En faisant vibrer la pointe, il est possible de caractériser le seuil de sensibilité en déformation à différentes fréquences de sollicitation, c'est-à-dire l'amplitude minimale de déplacement de la pointe déclenchant une réponse nerveuse mesurable. Ce seuil, de l'ordre de 100 μm , est quasi-indépendant de la fréquence d'excitation pour les cellules de type SA. En revanche pour les cellules de type FA, il en dépend fortement. Pour les corpuscules de Pacini, il est minimal pour une fréquence d'excitation de la pointe de 250 Hz et est alors de l'ordre de 100 nm.

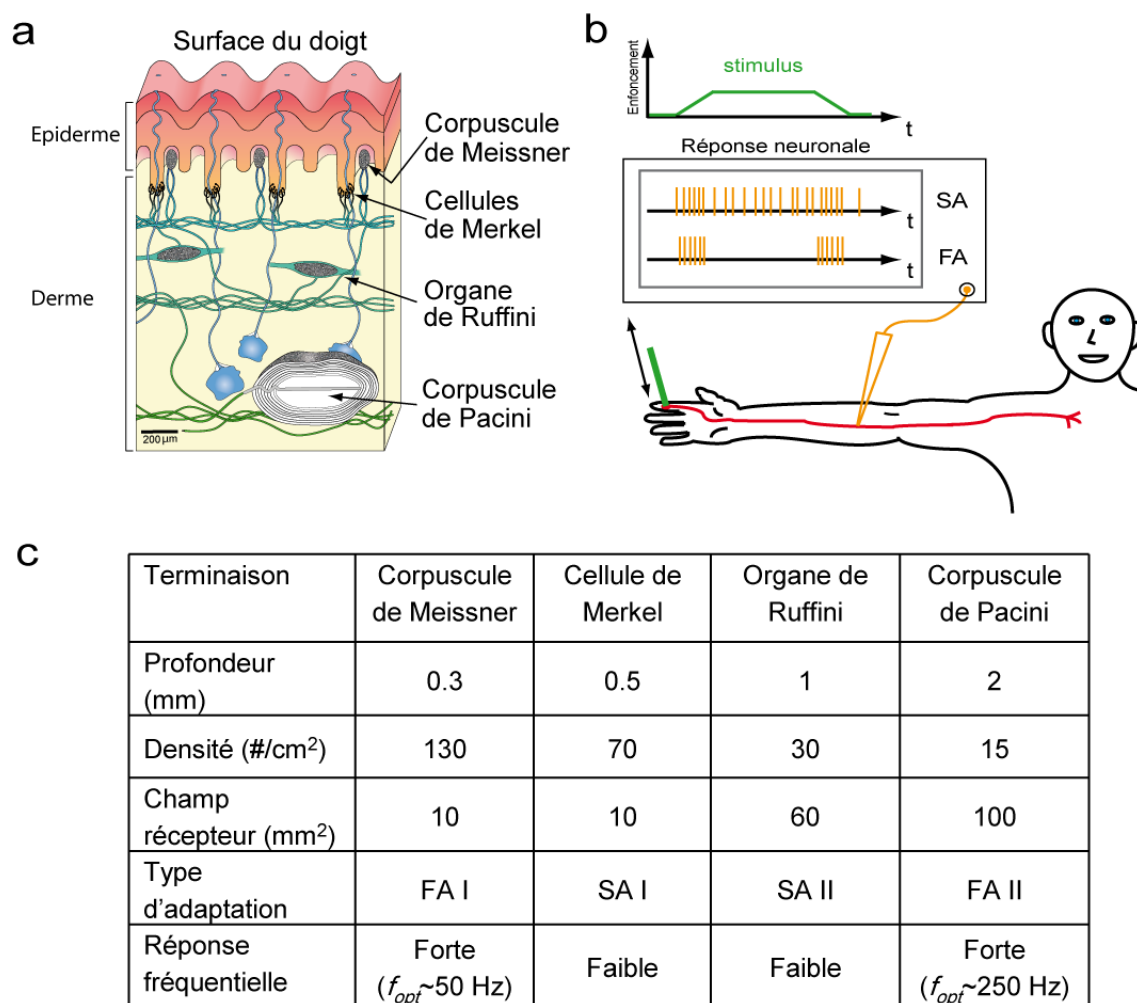


Figure E1 : (a) Coupe de la peau de l'extrémité d'un doigt humain faisant apparaître les 4 types de mécanorécepteurs cutanés impliqués dans la perception tactile digitale (d'après *Handbook of Physiology*, I. Darian-Smith). (b) Principe d'une mesure

neurophysiologique de l'activité d'un mécanorécepteur. (c) Tableau regroupant les caractéristiques spatiales et fréquentielles de réponse des mécanorécepteurs cutanés.

Encadré 2 : Filtre de Gabor

Un filtre de Gabor est un filtre linéaire dont la réponse impulsionnelle est une sinusoïde multipliée par une enveloppe gaussienne. En deux dimensions, il peut s'écrire comme $g(x, y) = e^{-(x^2 + y^2)/\sigma^2} \cos(2\pi x/\lambda)$. Les paramètres σ et λ sont respectivement la largeur de la gaussienne qui fixe la résolution spatiale du filtre et la période de la sinusoïde qui détermine sa résolution spectrale. Ce type de filtre est utilisé en analyse d'images pour la classification de textures, la détection de mouvement, ou encore la détection de contours d'objets peu contrastés au sein d'une image. Cette dernière fonction est illustrée sur la *figure E2*, l'objet dont on veut trouver les bords étant un rectangle gris foncé sur un fond plus clair. Le principe consiste à convoluer l'image par le filtre de Gabor pour différentes orientations θ . Pour tout bord perpendiculaire à l'axe défini par θ , l'image convoluée fait apparaître des oscillations de l'intensité localisées sur le bord, rendant ainsi aisée sa détection. Ce type de filtre n'est pas seulement implémenté dans les algorithmes de vision artificielle mais est également à l'œuvre dans le système visuel des mammifères puisqu'il caractérise la réponse d'un grand nombre de neurones du cortex visuel primaire.

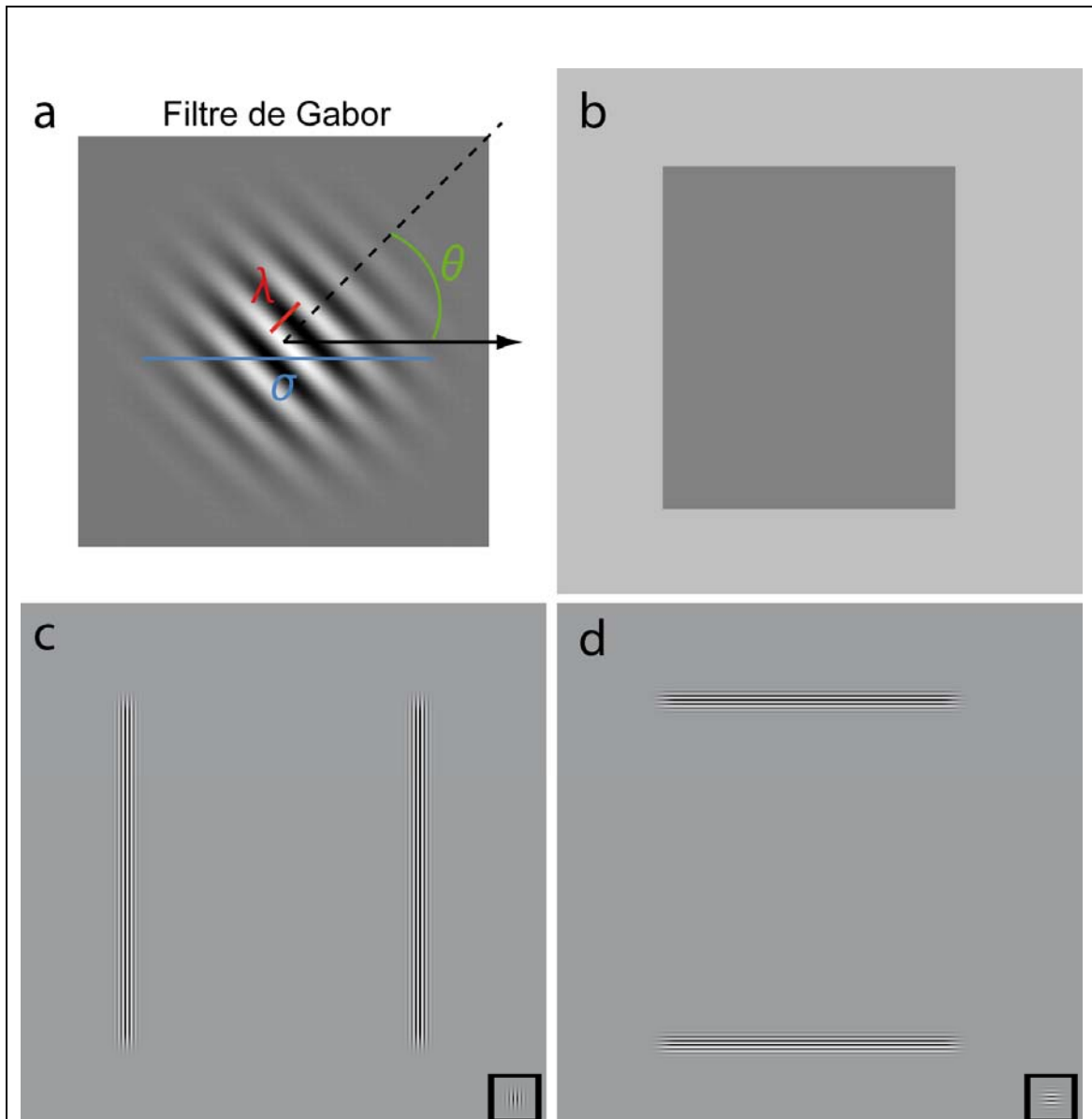


Figure E2 : Exemple simple d'une des utilisations des filtres de Gabor en analyse d'images. (a) Image d'un filtre de Gabor et ses paramètres associés. (b) L'objet dont on veut détecter les bords est un carré gris sur un fond plus clair. En convoluant cette image avec les filtres de Gabor avec $\theta=0^\circ$ et $\theta=90^\circ$ ($\lambda=4$ pixels, $\sigma=8$ pixels), on obtient les images données en (c) et (d). Les filtres de Gabor utilisés sont montrés en insert.

Figures -

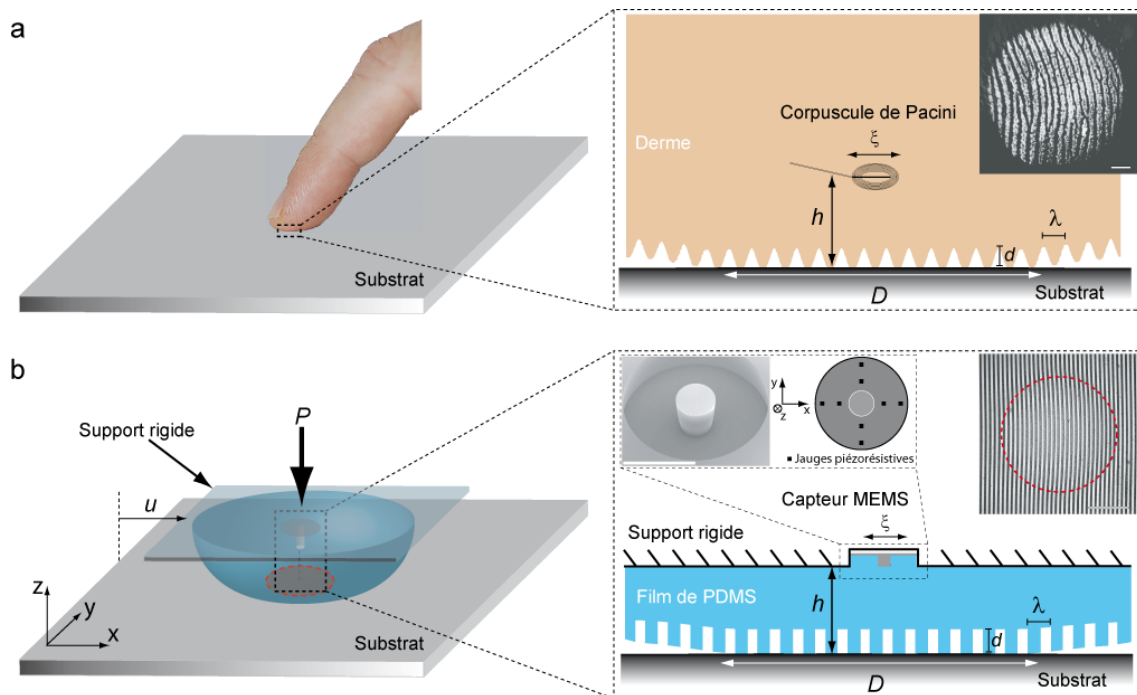


Figure 1 : Approche biomimétique de la perception tactile digitale humaine. (a) Chez l'Homme, la transduction de l'information tactile se fait au travers du contact entre l'extrémité du doigt et le substrat (schéma de gauche). Les déformations de la peau induites lors d'une exploration tactile sont converties en signaux nerveux par les mécanorécepteurs situés sous l'épiderme. Le schéma de droite montre un de ces mécanorécepteurs, le corpuscule de Pacini (localisé à une profondeur $h \sim 2$ mm, taille $\xi \sim 0.5-1$ mm). L'extrémité du doigt possède des empreintes de période spatiale $\lambda \sim 500$ μm et de profondeur $d \sim 50-80$ μm . Le diamètre de la zone de contact D est 13 mm pour une charge normale typique d'exploration naturelle ($P \sim 0.5$ N). (b) Le corpuscule de Pacini est modélisé par un microcapteur de force de type MEMS placé à $h \sim 2$ mm (schéma de droite) et dont la partie sensible est montrée sur le schéma de droite (insert de gauche). Il est couvert d'une membrane dont la surface sphérique peut être structurée afin de simuler la présence d'empreintes digitales. L'insert de droite montre le contact entre le capteur et un substrat lisse avec la zone de contact apparent indiquée par le

cercle pointillé rouge. La zone sensible du capteur ξ vaut environ 0.6 mm. Les empreintes sont des bandes carrées de période spatiale $\lambda \sim 220 \mu\text{m}$ et de profondeur $d \sim 28 \mu\text{m}$. Le diamètre de la zone de contact D est 6 mm pour $P=1.71 \text{ N}$. Les valeurs de ces paramètres ont été choisies pour obtenir dans les deux systèmes le même nombre d'empreintes digitales dans le contact, soit environ 30.

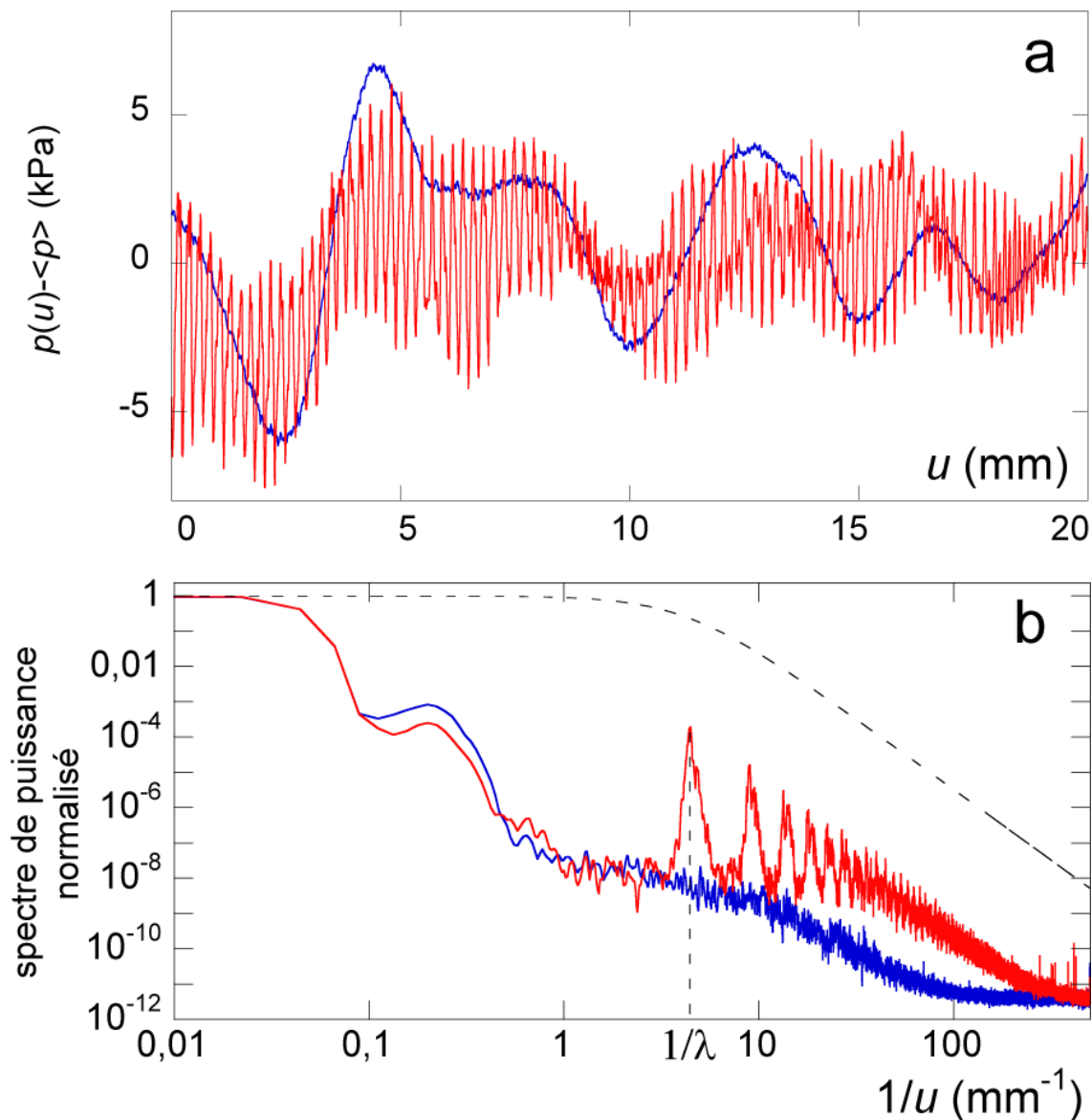


Figure 2 : (a) Signaux de forces mesurés avec le capteur biomimétique pour une peau lisse (bleu) et une peau avec empreintes (rouge) en fonction de la distance u parcourue par le substrat. Ces signaux ont été obtenus en faisant frotter un substrat de rugosité

aléatoire. **(b)** Avec le même code couleur, les spectres de puissance de ces deux signaux. Le système tactile opère un filtrage passe-bas, le spectre de puissance s'atténuant rapidement à haute fréquence. La présence d'empreintes digitales conduit à une amplification spectrale autour de la fréquence $1/\lambda$ où λ est la période des empreintes digitales. Les pics suivants dans le spectre correspondent aux harmoniques de cette fondamentale.

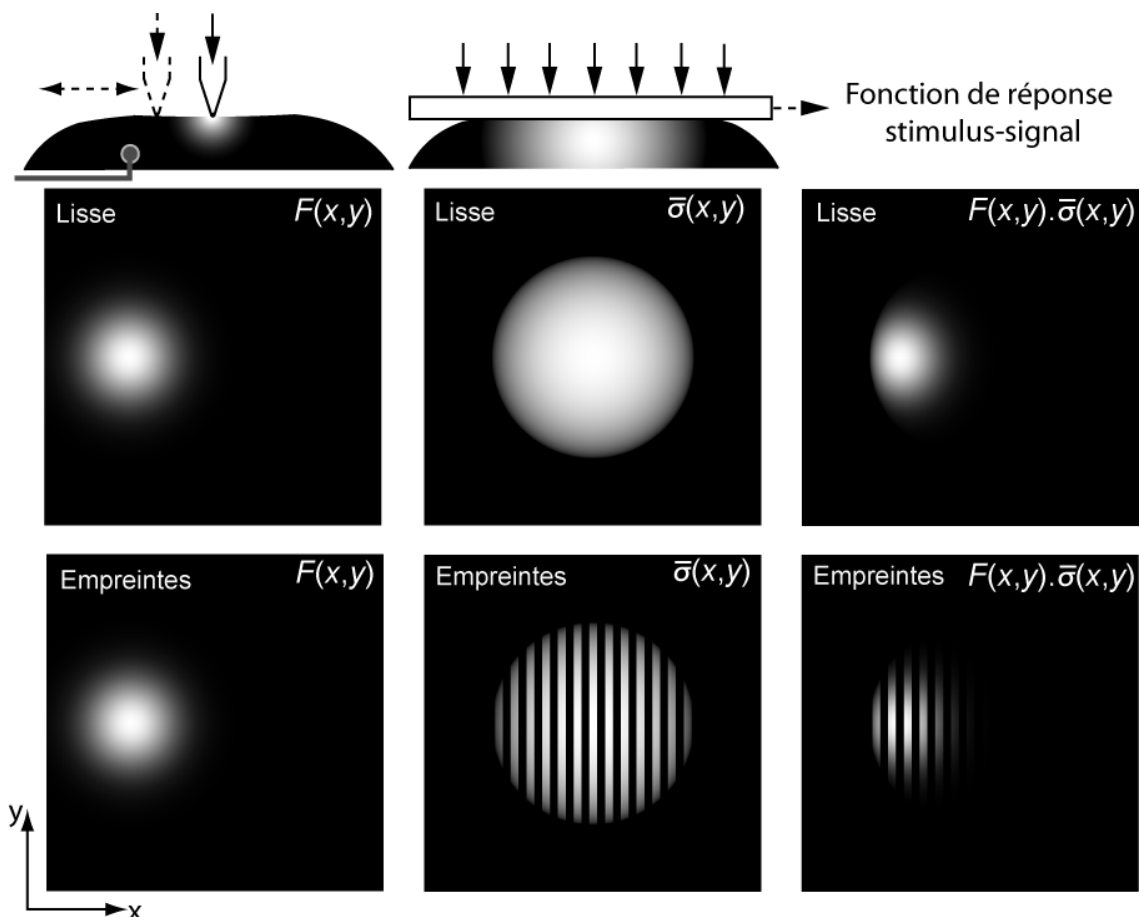


Figure 3 : Construction de la fonction de réponse du capteur biomimétique et rôle des empreintes digitales. La première colonne illustre la notion de champ récepteur, qui

correspond à la carte de réponse du capteur à une force localisée à la surface de la peau. Cette propriété intrinsèque du système dépend peu de la présence ou non d'empreintes digitales. La deuxième colonne illustre le champ de pression moyen au sein du contact. Il dépend des conditions d'exploration particulières utilisées, et notamment de la force appliquée, de la position du contact par rapport au capteur. La présence d'empreintes digitales modifie largement ce champ : en particulier, il y a extinction du champ de pression entre les empreintes. La dernière colonne est la fonction de réponse stimulus-signal du capteur pour ces conditions particulières d'exploration, produit des deux champs précédents. L'enveloppe de cette fonction est similaire dans les deux cas, mais la présence d'empreintes conduit à des variations spatiales rapides à l'origine du processus d'amplification spectral décrit dans le texte.

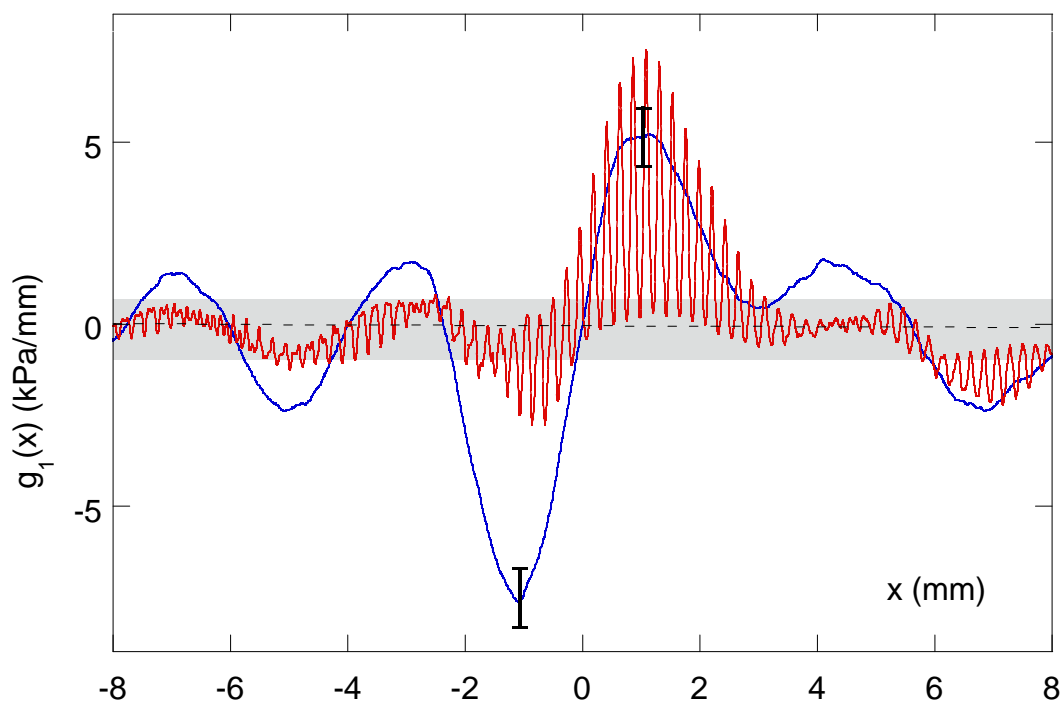


Figure 4 : Fonction de réponse linéaire du capteur biomimétique obtenue par corrélation inverse pour la peau lisse (bleue) et la peau avec empreintes (rouge). Le rectangle grisé correspond à l'incertitude lié à la taille finie de l'échantillonnage statistique.