

grammation de Babbage! En outre, des lettres échangées entre Babbage et Ada à cette époque indiqueraient que les contributions de Babbage se sont limitées à la formule mathématique et qu'Ada elle-même écrit le programme.

Babbage a écrit plusieurs petits programmes pour la Machine analytique dans ses carnets en 1836 et 1837, mais aucun d'entre eux n'atteignait la complexité du programme de calcul des nombres de Bernoulli. La formation initiale d'Ada l'a familiarisée avec les propriétés des nombres. Il est possible qu'Ada ait compris qu'un programme sur les nombres de Bernoulli est un bon moyen de montrer certaines des caractéristiques essentielles de la Machine analytique, tel le branchement conditionnel. Comme Menabrea mentionne les nombres de Bernoulli, le programme d'Ada s'intègre parfaitement à la traduction.

En 1985, Dorothy Stein, de l'Université de Londres, publia une importante biographie d'Ada, où elle affirme qu'Ada était une mathématicienne incompétente, incapable d'écrire le programme des nombres de Bernoulli elle-même.

La conclusion de D. Stein est principalement fondée sur deux arguments. Premièrement, elle signale une erreur dans la traduction de Menabrea par Ada, où cette dernière traduit une coquille en français par une assertion mathématique impossible. L'article original de Menabrea contenait «le cos. de $n = \infty$ », alors qu'il fallait lire «le cas de $n = \infty$ ». Ada avait traduit littéralement «lorsque $\cos n = \infty$ », ce qui est mathématiquement impossible (un cosinus est compris entre -1 et 1).

Deuxièmement, D. Stein cite des lettres échangées entre Ada et ses précepteurs, qui montrent qu'Ada avait des difficultés avec les substitutions fonctionnelles (montrer une équation en substituant une fonction par son identité).

Ada avait effectivement mal traduit un passage de l'article de Menabrea, mais on ne peut de bonne foi l'attribuer à une incompétence en mathématiques. Ce n'était pas la seule erreur contenue dans son article : elle avait également apposé à la fin de sa dernière note ses initiales sous la forme A. L. L., au lieu de A. A. L. Ses 64 pages de traduction et d'annotations avait été revues par Babbage et par d'autres, à qui ces erreurs avaient également échappé.

L'accusation de mal comprendre la substitution fonctionnelle est plus

importante, car c'est un concept vital pour les programmeurs. À cette époque, l'algèbre était la discipline mathématique de pointe en Angleterre, et Ada prenait ses cours par correspondance. Sachant que ses professeurs l'aidaient gratuitement, Ada devait plutôt leur écrire pour des sujets qu'elle n'avait pas compris que pour des concepts déjà assimilés. Le niveau de compétence mathématique de ses dernières lettres montre que, malgré ses possibles difficultés avec les substitutions fonctionnelles avant la rédaction des notes, elle les avait certainement assimilées lors de leur écriture.

La fragile santé d'Ada déclina après 1843, limitant sa pratique des mathématiques. Elle mourut le 27 novembre 1852, probablement d'un cancer de l'utérus. À sa demande, elle fut enterrée auprès de son père. Ses travaux restèrent relativement obscurs jusqu'en 1953, lorsque Bertram Bowden écrivit une histoire des calculateurs où il mentionnait les travaux d'Ada et la qualifiait de «prophète».

De nombreux pionniers de l'informatique ont entendu parler des travaux de Babbage et des publications d'Ada, mais ils procédèrent généralement à leur propre percée conceptuelle. Howard Aiken, le professeur de l'Université Harvard qui conçut et construisit le *Mark I* en 1943, déclarait être un successeur direct de Babbage. Il ne connaissait cependant pas bien les travaux d'Ada et ne comprit pas l'importance du branchement conditionnel.

Maurice Wilkes, qui construisit l'ordinateur EDSAC à Cambridge, en 1949, s'est ensuite passionné pour Babbage : «Si elles avaient été mieux connues, en détail, à la fin des années 1930, ses œuvres auraient contribué au développement des ordinateurs.» Autrement dit, une meilleure connaissance de l'histoire des sciences aurait fait gagner du temps aux ingénieurs.

Eugene Eric KIM est éditeur technique de la revue *Dr. Dobbs' Journal*. Betty Alexandra TOOLE, professeur d'informatique au Collège dominicain de San Rafael, a publié plusieurs lettres d'Ada.

J.M. DUBBEY, *The Mathematical Work of Charles Babbage*, Cambridge University Press, 1978.

Anthony HYMAN, *Charles Babbage: Pioneer of the Computer*, Princeton University Press, 1982.

DES CAILLOUX DANS LES CHOSSES SÛRES

DIDIER NORDON

**Des cailloux
dans les choses sûres**



Didier Nordon épingle les scientifiques et les politiques qui extraient de la science plus qu'elle ne dit. Nul doute que chacun reconnaîtra dans ces piques... le défaut de son condisciple.

144 pages - 70 F

Code 1897

**POUR LA
SCIENCE**
DIFFUSION BELIN

Bon de commande en p. 98

La chirurgie assistée par ordinateur

ERIC GRIMSON • RON KIKINIS • FERENC JOLESZ • PETER BLACK

Les chirurgiens utilisent la réalité virtuelle pour exciser des tumeurs avec une meilleure précision.

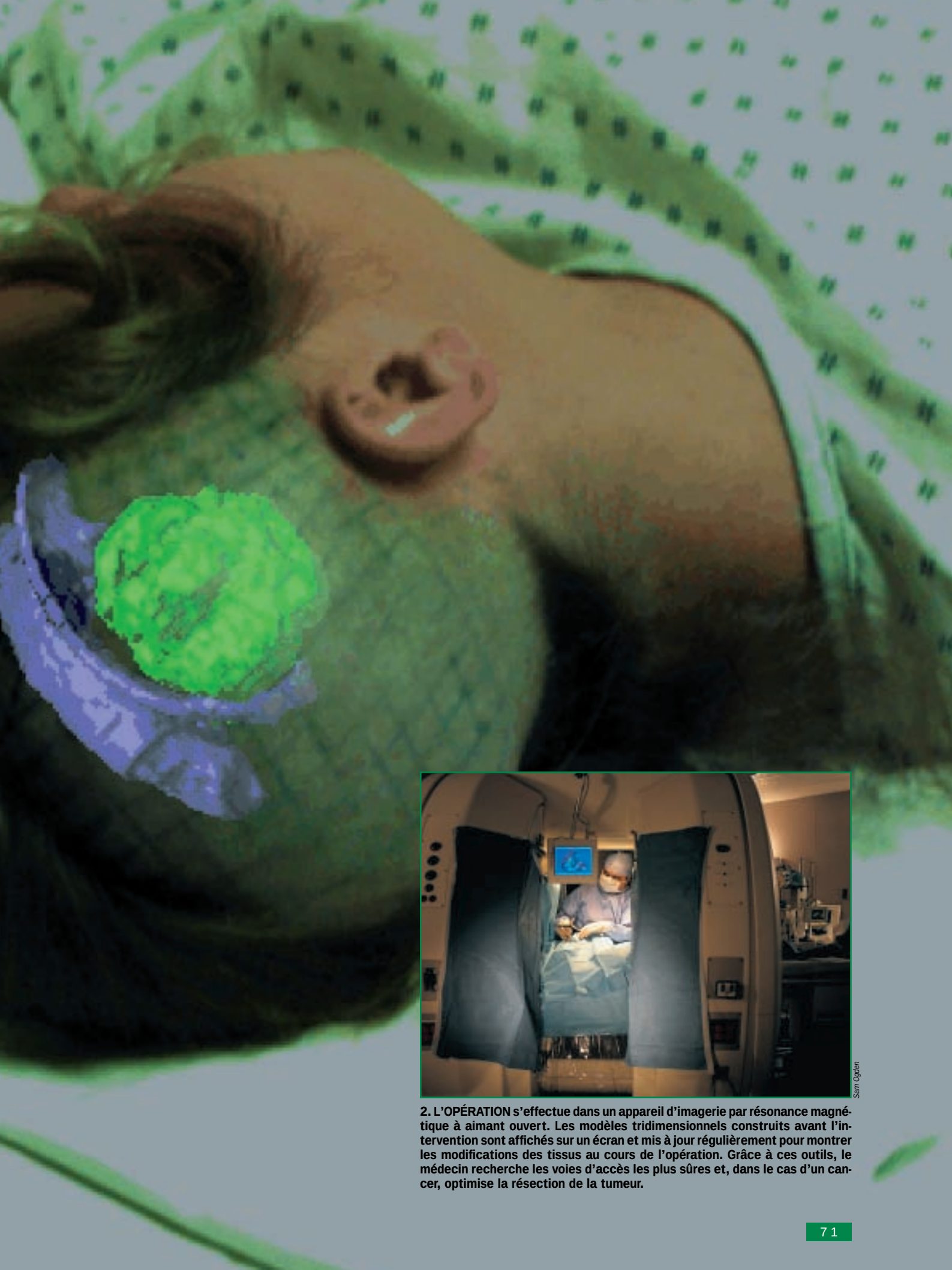
Dans un bloc opératoire, une jeune femme est endormie. Le chirurgien procédera bientôt à l'ablation d'une tumeur du cerveau responsable d'attaques cérébrales quasi quotidiennes. L'intervention est risquée : la tumeur comprime le cortex moteur, le tissu nerveux qui commande les mouvements volontaires. À l'œil nu, la tumeur et le cortex sain ont le même aspect, mais la tumeur se développera de nouveau si le chirurgien ne l'élimine pas complètement, et la jeune femme restera paralysée si une partie du cortex sain est prélevée.

L'intervention est cependant possible, car le neurochirurgien dispose d'un système de chirurgie assistée par ordinateur. Un écran d'ordinateur affiche un modèle géométrique en trois dimensions de la tête de la patiente construit à partir de clichés obtenus grâce à la technique non invasive d'imagerie par résonance magnétique.

À l'aide de la souris, il oriente l'image afin d'avoir la vue qu'il aura pendant l'intervention ; puis, toujours à l'écran, il enlève la peau, la couche adipeuse et l'os : le cerveau apparaît. La tumeur et d'autres éléments importants, tels les vaisseaux sanguins et le cortex moteur, sont représentés en différentes couleurs. Observant que la tumeur touche à la fois le cortex moteur et des vaisseaux sanguins majeurs, le chirurgien établit un programme qui minimisera le risque d'hémorragie et de paralysie.

Il s'approche alors de la patiente, couchée sur la table d'un système d'imagerie par résonance magnétique spécialisé. Alors que les systèmes classiques sont composés d'un grand cylindre creux qui contient un aimant

1. UNE TUMEUR (en vert) dans le cerveau d'une femme est affichée grâce à des images enregistrées au cours de l'opération et traitées par un ordinateur équipé de programmes d'interprétation d'images.



Sam Ogden

2. L'OPÉRATION s'effectue dans un appareil d'imagerie par résonance magnétique à aimant ouvert. Les modèles tridimensionnels construits avant l'intervention sont affichés sur un écran et mis à jour régulièrement pour montrer les modifications des tissus au cours de l'opération. Grâce à ces outils, le médecin recherche les voies d'accès les plus sûres et, dans le cas d'un cancer, optimise la résection de la tumeur.

où le patient est allongé et inaccessible, ici le cylindre est un ensemble de deux anneaux (voir la figure 2) entre lesquels le chirurgien opère ; des clichés du cerveau de la patiente sont réalisés en cours d'opération.

Le chirurgien abaisse un écran qui affiche le modèle géométrique qu'il a visualisé auparavant, superposé à une image vidéo en direct de la patiente allongée sur la table. Comme si ses yeux étaient des rayons X, il localise les structures internes avant même de saisir le scalpel. Guidé par l'image vidéo, il dessine sur le crâne de la patiente la position de la tumeur et d'autres structures importantes, puis esquisse la forme de la petite ouverture qu'il pratiquera dans la boîte crânienne pour accéder à la tumeur.

L'intervention commence alors. Au cours de l'opération, une sonde

stérile, insérée périodiquement dans l'incision, lui indique sur l'écran la position exacte et la trajectoire suivie. Il sait ainsi à quelle distance se trouve son scalpel du cortex moteur et des vaisseaux sanguins.

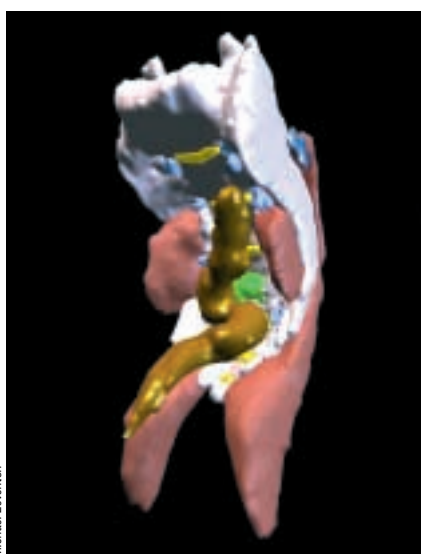
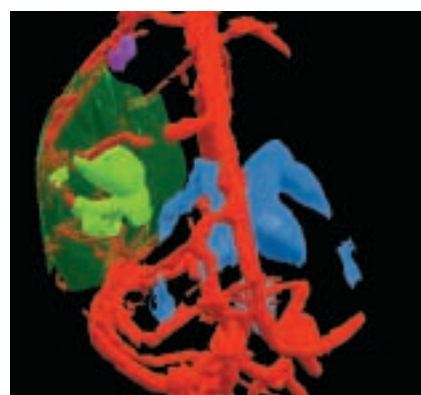
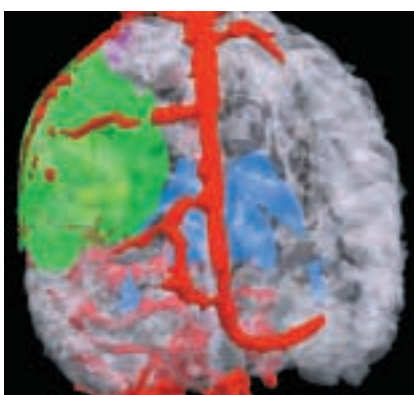
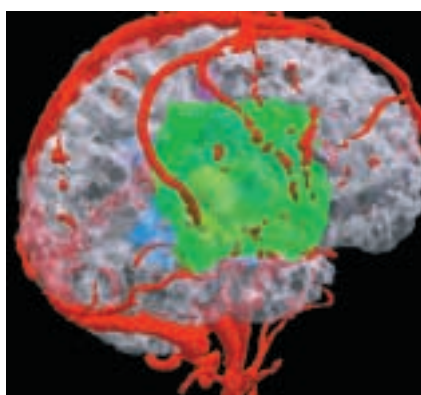
Périodiquement, il réactualise les images par résonance magnétique dans la région de la sonde. En quelques secondes, les images s'affichent et se superposent au modèle préopératoire. Il compare la position actuelle de la tumeur avec celle d'avant l'intervention, ainsi que d'autres éléments, tels des déplacements ou des déformations. En outre, les images l'aident à localiser les restes de la tumeur.

Grâce à ces informations, l'opération est une réussite. Quelques jours plus tard, la patiente quitte l'hôpital, convalescente, mais prête à commencer une nouvelle vie.

De réels progrès

Cette description s'applique à n'importe laquelle des opérations (environ 250 au cours des trois dernières années) qui ont été effectuées par notre équipe à Boston. Le système de guidage dans l'appareil d'imagerie par résonance magnétique à aimant ouvert est né d'une collaboration entre le Laboratoire d'intelligence artificielle de l'Institut de technologie du Massachusetts, l'Hôpital de Boston et la Société *General Electric Corporation*. D'autres appareils analogues sont utilisés en Europe.

La chirurgie vidéo-assistée renforce la vision du chirurgien, qui peut alors proposer des traitements plus efficaces. Elle facilite l'identification des contours d'une tumeur et de la voie d'accès la plus sûre et la moins traumatisante. Ainsi, le chirurgien peut retirer



3. LES RECONSTRUCTIONS D'UN CERVEAU (ci-dessus) et de la base d'une colonne vertébrale (ci-dessous) ont été «segmentées» : les structures identifiées apparaissent avec des couleurs différentes. On peut effectuer des rotations, ou encore atténuer ou supprimer certains éléments. Dans le cerveau, on voit les vaisseaux sanguins (en rouge),

les ventricules (en bleu), une tumeur (en vert) et un kyste dans la tumeur (en jaune). Les clichés de la colonne vertébrale montrent l'os (en blanc), les muscles (en rose), les espaces intervertébraux (en jaune), les méninges qui entourent la moelle épinière (en bleu clair), une tumeur (en vert clair) et des zones tumorales suspectées (en vert foncé).



totale certaines tumeurs ou, en cas de cancers trop diffus ou trop invasifs, éliminer un plus grand nombre de tumeurs et améliorer ainsi la vie du patient. De plus, il raccourcit les protocoles opératoires, donc minimise l'anesthésie et la perte de sang. Des interventions qui auraient été trop risquées il y a quelques années, sont aujourd'hui possibles.

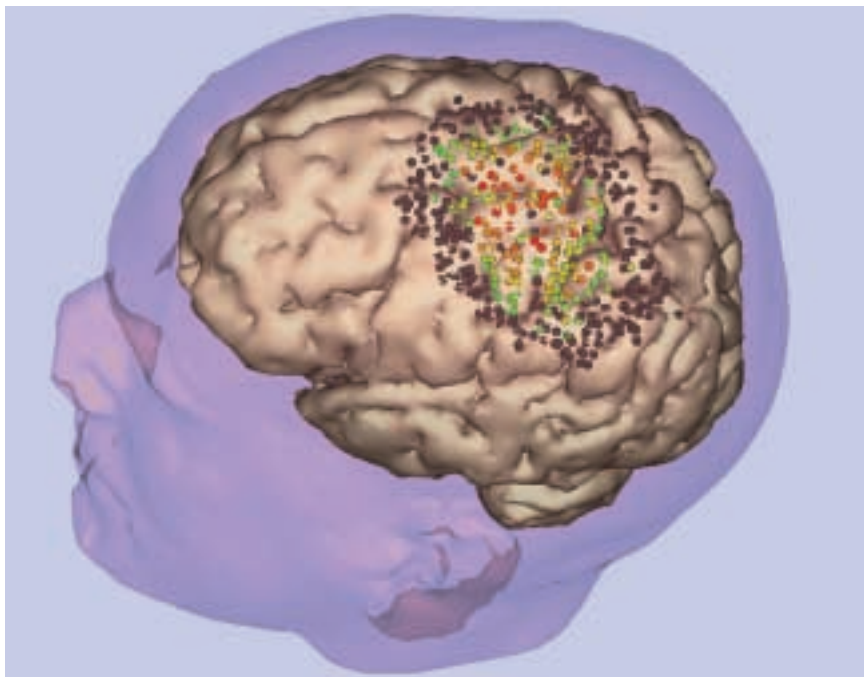
Visitions l'envers du décor et découvrons les principales techniques utilisées. La première étape est la construction, non invasive, d'une représentation en trois dimensions de la surface et de l'anatomie interne de la partie du corps ou du volume à traiter.

La construction du modèle

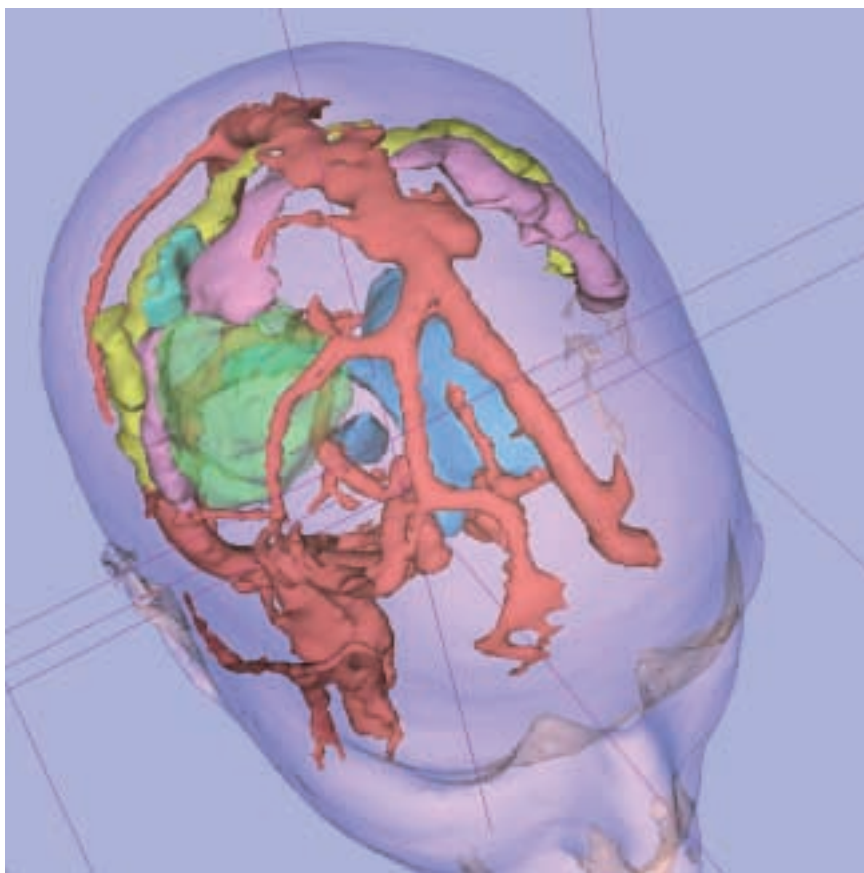
Quand on irradie le corps à l'aide de rayons X, ceux-ci sont différemment absorbés par les os et par les organes. Ainsi, certaines zones apparaissent plus foncées que d'autres sur la plaque radiographique. Cependant, l'image est plane : des structures tridimensionnelles, principalement les os, sont projetées en deux dimensions.

En revanche, le scanner et l'imagerie par résonance magnétique nucléaire fournissent une série de coupes virtuelles à des profondeurs déterminées (voir le bandeau en haut de l'article). Le médecin dispose de centaines de coupes minces, dont chacune peut être visualisée individuellement. Stockées dans la mémoire d'un ordinateur, elles se combinent en un modèle tridimensionnel où chaque point est défini par un numéro de ligne et un numéro de colonne sur une coupe et par le numéro de la coupe. L'imagerie par résonance magnétique distingue mieux les diverses structures anatomiques. Mesurant les réactions de l'organisme à des champs magnétiques, elle évite en outre l'exposition des patients à des rayonnements ionisants.

Dans le champ magnétique constant qui est appliqué par les deux anneaux, certains protons (chargés positivement, ces particules constituent, avec les neutrons, les noyaux des atomes) tournent sur eux-mêmes à la façon de toupies. Les impulsions d'un second champ magnétique dévient l'axe de rotation des protons, qui retrouve progressivement son orientation initiale, à la fin de l'impulsion : on mesure l'énergie libérée lors de ce retour afin de



Michael Leventon



Arya Nabavi et Alexandra V. Chabrier, Brigham and Women's Hospital ; David Gering, MIT

4. LA CARTOGRAPHIE FONCTIONNELLE révèle les zones corticales qui commandent des muscles spécifiques. On obtient ces images à l'aide d'un dispositif, qui envoie des impulsions électriques inoffensives en des points précis du cerveau, et d'électrodes réparties sur l'ensemble du corps, qui indiquent quels muscles sont activés. Dans le cerveau (*en haut*), les points indiquent les centres qui commandent des réactions fortes (*en rouge*), moyennes (*en orange et en jaune*), faibles (*en vert*) et nulles (*en marron*) des muscles de la main droite. On peut fusionner les cartes fonctionnelles avec des modèles structuraux. Dans le cerveau d'une personne atteinte d'un cancer (*en bas*), une partie du cortex moteur (*en rose et en turquoise*) a été déplacée par la tumeur (*en vert*).



connaître la densité de protons en rotation dans les tissus. Puis, comme les divers tissus contiennent des densités de protons différentes (selon qu'ils ont plus ou moins d'eau, par exemple), on distingue des zones sur les images. Plus un tissu émet d'énergie, plus il apparaît clair sur l'image qui est calculée par l'appareil.

Après la combinaison des coupes en deux dimensions – qui forme le modèle complet en trois dimensions –, on effectue une «segmentation», c'est-à-dire que chaque volume élémentaire du modèle est regroupé avec les éléments analogues de son voisinage. Les groupes ainsi constitués

sont les structures anatomiques : les tissus adipeux et osseux, les vaisseaux sanguins, la peau, les ventricules (cavités remplies de liquide), le liquide céphalo-rachidien, les matières grise et blanche... L'ordinateur caractérise automatiquement les éléments de volume en fonction de leur brillance : le crâne et les ventricules sont souvent des structures évidentes identifiées immédiatement.

Cependant, les frontières irrégulières sont ambiguës. Par exemple, l'ordinateur trouve parfois difficilement la limite entre la matière grise, dans le cortex cérébral, et la matière blanche, sous-jacente, ou entre une tumeur et le

tissu normal. Pour résoudre ce problème, plusieurs équipes ont inventé de nouveaux algorithmes d'interprétation des intensités ambiguës.

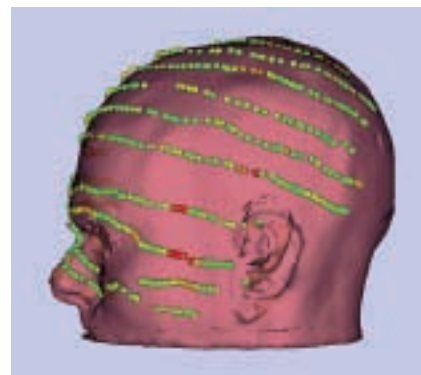
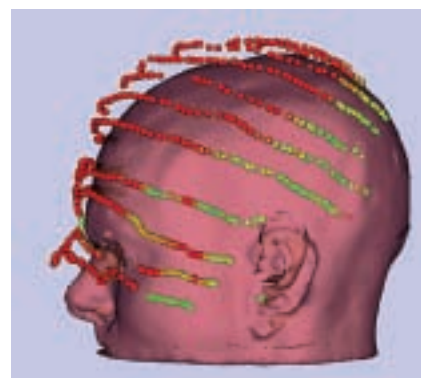
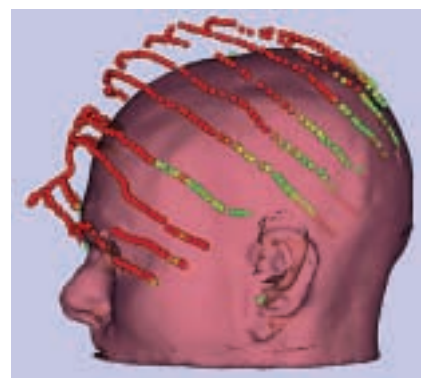
Tout d'abord, on sélectionne manuellement quelques éléments de volume qui appartiennent clairement à un tissu et l'on enregistre leurs intensités. Ainsi, chaque tissu est caractérisé par un intervalle de densités. L'ordinateur examine ensuite la brillance des autres éléments et les attribue aux tissus qui leur ressemblent le plus.

Un autre algorithme, créé par notre collègue William Wells, valide les attributions en corrigeant les variations des champs magnétiques émis



Michael Leventon

5. UN MASQUE DE LUMIÈRE LASER (lignes rouges) identifie les contours du visage d'une patiente allongée sur la table d'opération (à gauche). Un ordinateur effectue des rotations et des translations



du modèle (à droite) jusqu'à ce que les contours du visage virtuel et du masque laser soient parfaitement alignés : le modèle informatique correspond alors à l'image réelle du cerveau.



par l'aimant : la quantité d'énergie reçue varie d'une partie de la zone scannée à une autre, de sorte que certains éléments de volume apparaissent plus brillants ou plus sombres qu'ils ne devraient l'être, et ils conduisent à une mauvaise classification des tissus.

Le programme de W. Wells commence par engendrer une liste des intensités qui devraient être celles des divers tissus si l'impulsion magnétique était uniforme. Puis il compare l'intensité de chaque élément d'image à la liste et, chaque fois que cela est possible, détermine son type cellulaire. Lorsque l'intensité est à l'extérieur d'un intervalle d'énergie, mais assez proche, le programme admet provisoirement que le type de tissu est celui de l'intervalle voisin. Il estime alors l'erreur de champ magnétique en calculant la différence entre les intensités réelles et les valeurs prédites, et il ajuste les intensités, recommence l'étape de classement des éléments de volume et effectue les corrections nécessaires. Il répète ces étapes jusqu'à obtenir une caractérisation de tous les éléments de volume.

Toutefois, les tissus sont indiscernables à partir de leur seule intensité de résonance magnétique. Par exemple, la matière blanche du cerveau et les muscles du cou, qui ont parfois une composition moléculaire similaire, correspondent à des intervalles de densités identiques. Un autre logiciel évite cette confusion : il utilise un atlas d'anatomie numérisé et prédit les positions générales de différentes structures. Si l'ordinateur trouve une zone qui est soit de la matière blanche, soit du muscle, dans une partie du corps qui ne contient pas de muscle, il conclut que le tissu est de la matière blanche. Enfin, le radiologue contrôle les segmentations sur un écran et valide la caractérisation définitive des tissus.

Des détails complémentaires

Lorsque chaque élément d'image est ainsi caractérisé par son type tissulaire, d'autres programmes délimitent les tissus par des couleurs différentes. Par exemple, nous représentons les vaisseaux sanguins en rouge, les ventricules en bleu et les tumeurs en vert.

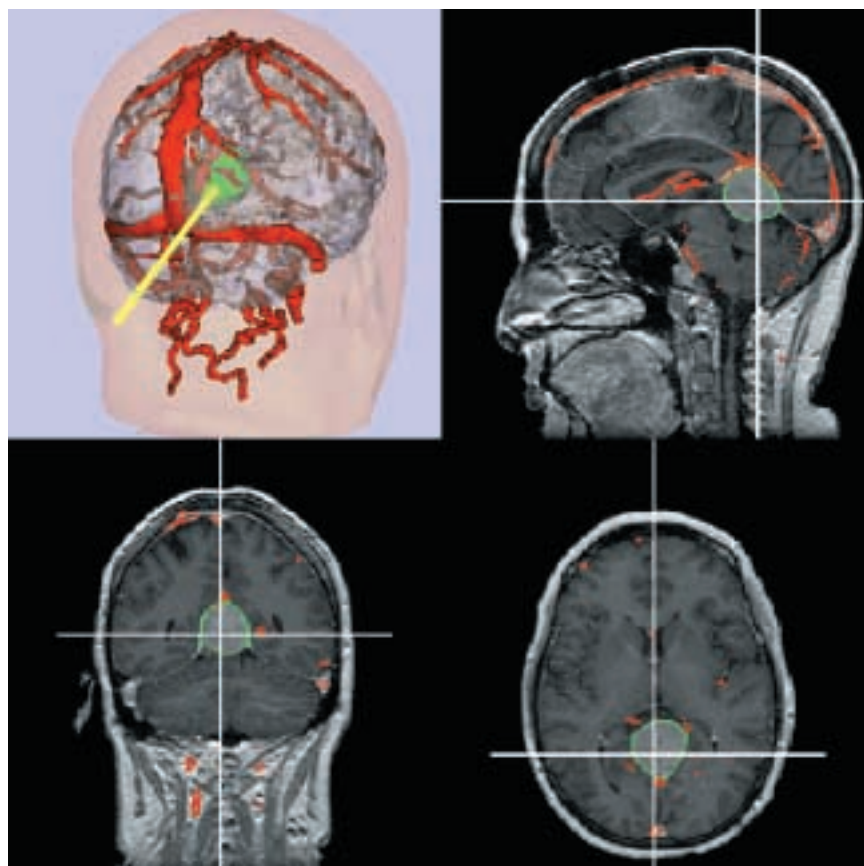
Toutefois, bien que très utile, la segmentation standard ne fournit pas

toutes les informations anatomiques et physiologiques indispensables. D'autres astuces algorithmiques sont nécessaires.

Par exemple, alors que l'imagerie par résonance magnétique classique ne le permet pas, comment délimiter avec netteté les vaisseaux sanguins ? L'équipe chirurgicale dresse une carte des vaisseaux sanguins, nommée angiogramme, en réglant le système d'imagerie pour qu'il détecte spécifiquement les liquides en mouvement (le sang). L'angiogramme ainsi obtenu est superposé aux premiers clichés d'imagerie par résonance magnétique en un modèle tridimensionnel que notre système d'enregistrement automatique optimise en cherchant la meilleure façon d'effectuer des translations et des rotations d'un ensemble de données par rapport à l'autre. Le programme exploite un concept mathématique nommé information mu-

tuelle, où des régions sont alignées en fonction de la quantité d'informations qu'elles contiennent. Par exemple, des zones qui présentent une grande diversité de textures sont superposées avec des régions également riches en informations, tandis que les zones d'intensité uniforme sont associées à d'autres régions pauvres en informations.

Des régions corticales essentielles, tel le cortex moteur, ne se distinguent pas des autres types de cortex : l'intensité des signaux et l'aspect sont identiques. Pour les différencier, deux méthodes non invasives existent. Lorsqu'un muscle fonctionne, le sang afflue dans la région du cortex qui commande ce muscle : l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle détecte ces variations et permet de cartographier le cortex. Par ailleurs, nous avons conçu, avec le service d'anesthésie de l'Hôpital Brigham et Women



6. UNE SONDE révèle la trajectoire et la position exactes du scalpel pendant l'opération. Cette sonde comporte une extrémité stérile que le chirurgien applique sur les tissus opérés ; la position de la sonde est identifiée par trois caméras fixes, qui détectent le faisceau infrarouge émis par la sonde. L'ordinateur affiche souvent le modèle tridimensionnel et des coupes transversales en deux dimensions du cerveau vu de côté, du dessus et de l'arrière. La pointe de flèche jaune sur le modèle en trois dimensions et les intersections des axes sur les autres images indiquent la pointe de la sonde. La tumeur est en vert, et les vaisseaux sanguins en rouge.

Michael Levinton



de Boston et avec le service de psychiatrie de l'École de médecine de Harvard, un stimulateur magnétique transcrânien. Cette stimulation non invasive est indolore et inoffensive. Elle s'effectue à l'aide d'une paire d'électro-aimants, qui induit des courants électriques dans des zones précises du cortex cérébral. Des capteurs électriques sur la peau du patient identifient les muscles concernés par la stimulation de points donnés du cortex (voir la figure 4); les informations obtenues peuvent être intégrées au modèle virtuel de la tête de notre patient.

La superposition du virtuel et du réel

Les modèles de visualisation des structures internes deviennent particulièrement utiles lorsqu'ils sont superposés aux structures du patient allongé sur la table d'opération. Ainsi, l'anatomie interne est directement montrée au chirurgien durant l'intervention, sans imposer à celui-ci de transformation mentale.

Classiquement, le marquage des images préopératoires directement sur le patient s'effectue avec un cadre stéréotaxique que l'on visse sur le crâne du patient. Durant les tests préopératoires et pendant l'intervention, il fournit les repères que le chirurgien utilise pour corréler les images préopératoires avec le cerveau lui-même pendant l'opération. Toutefois, malgré l'anesthésie locale, ce dispositif est douloureux pour le patient et encombrant pour le chirurgien.

En 1995, notre collègue Steven White a proposé d'utiliser la lumière laser afin de remplacer ces cadres. Le faisceau d'un laser, qui est une ligne mince, est d'abord déformé par une lentille de façon qu'un segment lumineux parvienne au cuir chevelu et au visage du patient, dont la tête est immobilisée durant l'enregistrement des images et l'intervention chirurgicale. Sur le crâne du patient, ce segment est déformé par les reliefs. Une caméra enregistre ces déformations, qui sont regroupées avec le modèle segmenté de la tête du patient. Le faisceau est ensuite déplacé vers le haut du visage par incréments prédéfinis, jusqu'à ce que la topologie de la surface de la tête du patient dans sa position exacte et fixe soit mémorisée.

Ensuite, un programme fait tourner le modèle de la tête afin de superposer exactement le masque laser au visage (voir la figure 5). Enfin, on calcule la position du chirurgien par rapport à celle du système laser et l'on oriente l'image selon son angle de vue. La tête virtuelle peut s'incruster dans les images vidéo du patient.

Pendant l'intervention

La localisation de la cible n'est qu'un début : l'objectif majeur de la chirurgie vidéo-assistée reste le contrôle de la position du scalpel à tout instant.

À cette fin, nous avons mis au point une sonde équipée de diodes électroluminescentes à infrarouge, dont la lumière émise est enregistrée par trois caméras fixes. Pour se repérer au cours de l'opération, le chirurgien touche le tissu qu'il veut couper avec l'extrémité stérile de la sonde. Grâce à des méthodes de triangulation, les ordinateurs reliés aux caméras calculent la position exacte de la sonde dans le corps et l'affichent sur le modèle anatomique. Notre ordinateur montre la position de la sonde vue en coupe transversale du dessus, de face et de côté (voir la figure 6).

À mesure que le chirurgien déplace et excise, le modèle initial devient très vite obsolète. L'appareil de résonance magnétique à aimant ouvert sert à mettre à jour les images : pendant l'intervention, qui se déroule à l'intérieur de l'aimant cylindrique, de nouvelles images sont enregistrées et réunies aux données antérieurement calculées. Ces mises à jour sont particulièrement importantes lorsque les structures sont molles et déformables.

Aujourd'hui, les nouvelles images produites sont uniquement en deux

dimensions et sont affichées soit à côté du modèle préopératoire, soit superposées à celui-ci, selon la préférence du chirurgien. Nous espérons obtenir des mises à jour directement en trois dimensions dans un an environ.

Les techniques que nous avons décrites, et d'autres encore, ne s'appliquent pas seulement en neurochirurgie ; elles sont aussi utilisées pour certaines opérations complexes des os, du nez, des reins, du foie, de la colonne vertébrale et d'autres tissus.

En radiothérapie anticancéreuse, des méthodes de construction de modèles et d'imagerie en temps réel facilitent l'irradiation sélective des tumeurs : on focalise mieux les rayons sur les tissus cancéreux, et l'on épargne les tissus environnants. L'efficacité de la radiothérapie et de la chimiothérapie est également évaluée par techniques d'imagerie qui mettent en évidence des caractéristiques telles que la taille et la localisation des tumeurs avant et après traitement.

Des diagnostics plus précoces seront possibles grâce à ces techniques. Notre équipe teste aujourd'hui des algorithmes de détection de tumeurs du sein à partir des représentations tridimensionnelles construites grâce à des clichés d'imagerie par résonance magnétique.

Toutes ces techniques doivent encore être perfectionnées. Les tissus très mous, par exemple, sont difficiles à analyser, parce qu'ils se déforment beaucoup lorsque le patient respire ou contracte certains muscles. Pour mieux les décrire, on explore aujourd'hui des algorithmes de prédiction des déformations des tissus.

L'ordinateur devenu un précieux assistant du chirurgien, les interventions chirurgicales seront moins invasives, plus courtes et moins risquées.

Eric GRIMSON est professeur de génie médical à l'Institut de technologie du Massachusetts. Ron KIKINIS est directeur du Laboratoire d'explorations chirurgicales à l'Hôpital Brigham et Women de Boston. Ferenc JOLESZ est professeur de radiologie à l'École de médecine de Harvard. Peter BLACK est professeur de neurochirurgie à l'École de médecine de Harvard.

W.M. WELLS III, W.E.L. GRIMSON, R. KIKINIS et F.A. JOLESZ, *Adaptive Seg-*

mentation of MRI Data, in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 15, n° 4, pp. 429-442, août 1996.

P.M. BLACK et al., *Development and Implementation of Intraoperative Magnetic Resonance Imaging and Its Neurosurgical Applications*, in *Neurosurgery*, vol. 41, n° 4, pp. 831-842, octobre 1997.

Ferenc A. JOLESZ, *Image-Guided Procedures and the Operating Room of the Future*, in *Radiology*, vol. 204, n° 3, pp. 601-612, 1997.
