Brouilleurs opérationnels : quels risques pour les personnels porteurs de dispositifs métalliques implantables passifs

D. Crouzier[a], L. Selek[b], V. Dabouis[a], B.-A. Martz[a], J. Lebeau[c] J.-C. Debouzy[d/e]

a Unité rayonnements non ionisants, IRBA/CRSSA, BP 87 – 38702 La Tronche Cedex.
b Service de neurochirurgie CHU Grenoble, Laboratoire d'anatomie des Alpes française, BP 217 – 38043 Grenoble Cedex 09.
c Service chirurgie maxillo-faciale CHU Grenoble, BP 217 – 38043 Grenoble Cedex 09.
d Département effets biologiques des rayonnements, IRBA/CRSSA, BP 87 – 38702 La Tronche Cedex.
e École du Val-de-Grâce, 1 place Alphonse Laveran – 75230 Paris Cedex 05.

Article reçu le 12 mars 2012, accepté le 6 juin 2012.

Résumé

Les systèmes de brouillage contre les engins explosifs improvisés radiocommandés sont devenus en 10 ans un moyen indispensable sur les théâtres opérationnels, spécialement en Afghanistan. Leur déploiement a cependant occasionné l'émergence de nombreuses craintes relatives à de possibles effets sur la santé chez les utilisateurs. Une réponse définitive face à de telles inquiétudes n'est pas encore arrêtée, il demeure toujours une interrogation quant aux risques spécifiques de brûlure chez les personnels porteurs de matériel métallique implantable. Afin de répondre à cette question, un projet de recherche a été mis en place au sein de l'Institut de recherche biomédicale des armées. Pour cette étude, 10 dispositifs d'ostéosynthèses, ont été implantés sur 10 pièces anatomiques humaines. Chaque dispositif a été exposé aux rayonnements électromagnétiques émis par un brouilleur opérationnel de type BP 440, selon deux conditions : limite de zone rouge (soit limite d'accès autorisé), et contact de la pièce anatomique avec les éléments émetteurs. Quelles qu'aient été les conditions d'exposition, aucune élévation de température, à même d'entrainer des effets néfastes, n'a pu être observée. Les résultats ont cependant mis en évidence l'existence de courants induits suffisants pour présenter un risque potentiel de stimulation des tissus excitables en cas d'accident de surexposition.

Mots-clés : Brouilleur opérationnel. Brûlure. Courant induit. Ostéosynthèse. Rayonnements Non Ionisants.

Abstract

IMPROVISED EXPLOSIVE DEVICES JAMMERS: RISK ASSESSMENT WITH METALLIC DEVICES.

In the last decade an extensive use of Jammers against Remote Control Improvised explosive devices has been observed on operational theatres, e.g. Afghanistan. The deployment of such systems immediately resulted in numerous concerns about potential adverse health effects. Most of these concerns have no scientific support. Nowadays the not really explored aspect is the occurrence of potential burns for people wearing orthopaedic metallic devices. These features led us to design an experimental research project. The effects of electromagnetic waves emitted by a BP 440 IED jammer on 10 different orthopaedics medical devices were explored on six human cadavers. The devices were exposed according to two conditions, at red level limit and at the most deleterious over exposure condition (contact between antennas and anatomic piece). No significant temperature increase able to induce adverse health effect were detected. However significant induced currents were observed. These currents reached a significant level able to stimulate surrounding tissues.

Keywords: Burns. IED Jammer. Induced current. Non ionizing radiation. Osteosynthesis.

Introduction

Les brouilleurs opérationnels sont devenus un élément incontournable de la protection des personnels et des convois sur les théâtres d'opérations extérieures. Ces systèmes de défense contre les engins explosifs improvisés radiocommandés (RC-IED) fonctionnent

D. CROUZIER, Dr PhD, HDR. L. SELEK Dr MD. V. DABOUIS, pharmacien en chef, praticien certifié. B.A. MARTZ. J. LEBEAU MD. J.-C DEBOUZY, médecin chef des services, professeur agrégé du Val-de-Grâce.
Correspondance : D. CROUZIER, Unité rayonnements non ionisants, département effets biologiques des rayonnements. IRBA/CRSSA, BP 87 – 38702 La Tronche Cedex.
E-mail : david.crouzier@irba.fr

par émissions multifréquences de Rayonnements électromagnétiques non ionisants (RNI) pouvant atteindre plusieurs centaines de watts. Dès 2005, une importante polémique publique liée, aux effets biologiques de ces rayonnements, a vu le jour se répercutant en particulier dans les armées sous forme de nombreuses craintes et interrogations.

À ce jour, la communauté scientifique, par le biais de la publication de nombreux articles et rapports internationaux (dont le rapport français de l'Agence française de sécurité sanitaire et de l'environnement du travail) a permis de répondre à la plupart des interrogations sur l'utilisation de ces matériels répondant aux normes de l'*International Commission of Non Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) de protection des travailleurs (1). Aucun risque à long terme n'a pu être identifié lors d'expositions aux rayonnements électromagnétiques selon les normes en vigueurs (2, 3). Les seuls risques avérés peuvent être reliés, selon la fréquence :

– aux effets thermiques lorsque la puissance est suffisante pour entrainer une élévation de température (fréquences > 10 MHz) ;

– aux risques électriques par le biais des courants induits (< 100 kHz).

Ces deux risques se cumulant entre les deux valeurs seuils.

Une question spécifique aux professionnels travaillant en ambiance électromagnétique et donc aux militaires servant sur ce type de système, reste cependant en suspend. Parmi les craintes enregistrées lors d'une mission d'expertise du Service de santé des armées (SSA) diligentée sur le territoire afghan en 2009, il a pu être évoqué la survenue de possibles brûlures chez les porteurs de dispositifs implantables passifs (entre autre rapporté : sensation de brûlures au niveau de l'épaule, du bras, après mission brouilleurs en marche). Si la réalité clinique de ces faits n'a pu être confirmée, certains mécanismes théoriques pourraient sous-tendre l'existence de tels effets. C'est en particulier le cas d'objets métalliques, bien connus pour interagir avec les rayonnements électromagnétiques selon différents mécanismes (réflexions, diffractions, effets pointes…). Ainsi, en présence d'un objet métallique, il est envisageable d'observer une augmentation significative du Débit d'absorption spécifique (DAS), à même de dépasser largement le seuil de restriction et de conduire à une brûlure (point chaud) (4), même pour des conditions d'exposition respectant les normes légales.

L'intérêt de poser le problème est encore accru par les textes en vigueur au sein de la Défense. Les instructions 302143/SGA/DFP/PER5 de 2003 et 2900/DEF/DCSSA/AST/SST portant sur la surveillance des personnels exposés aux rayonnements électromagnétiques, ne considèrent pas comme contre-indication formelle à l'habilitation aux rayonnements électromagnétiques le port de dispositifs métalliques passifs tel que plaques, vis, clous utilisés en chirurgie orthopédique. Si dans certains cas l'inaptitude OPEX et aux armées est évidente pour les porteurs de ce type de matériel (implant volumineux, entrainant des séquelles fonctionnelles…), il existe un grand nombre de situations (objets de petite taille laissés en place) pour lesquels la décision se pose au coup par coup. Ainsi il est probable que certains personnels porteurs d'implants métalliques puissent être exposés aux RNI.

À ce jour, les études traitant de cette problématique portent pour la plupart sur des simulations numériques de DAS (5-7) ou des *case reports* d'accidents d'imagerie par résonance magnétique (8, 9) et de soins par diathermie (10, 11). Si ces données confirment une augmentation significative du DAS, elles apparaissent insuffisantes pour justifier ou non l'inaptitude à travailler dans un environnement électromagnétique.

Afin de répondre à cette interrogation, une opération de recherche a été mise en place avec l'aide de la Section technique de l'armée de Terre (STAT) et du laboratoire d'anatomie de la faculté de Médecine de Grenoble. Dix modèles de dispositifs implantables ont été sélectionnés en raison de leur représentativité et ont été chirurgicalement implantés sur six pièces anatomiques humaines. Chaque dispositif a ensuite été exposé aux rayonnements émis par un brouilleur opérationnel en configuration Afghanistan pour une densité surfacique de puissance égale à la limite des normes d'expositions (limite de zone rouge, distance antennes/pièce anatomique 1 m) et pour la condition considérée comme la plus défavorable en cas d'accident de surexposition (contact antennes/pièce anatomique). La température des tissus à proximité du dispositif et le courant induit dans celui-ci ont été mesurés.

Matériels et Méthodes

Sujets anatomiques

Cette étude est en accord avec les principes d'expérimentation sur pièces anatomiques humaines et a été préalablement soumise à l'approbation du conseil scientifique de l'établissement.

Les expérimentations ont été réalisées sur six corps humains (3 femmes, 3 hommes, âge moyen du décès, 86 ± 6 ans) donnés pour l'enseignement et la recherche scientifique au laboratoire d'anatomie de la Faculté de médecine de l'Université de Grenoble. Tous les donneurs avaient préalablement donné leur consentement écrit.

Afin de limiter les modifications des paramètres diélectriques des tissus (permittivité et conductivité), les corps n'ont pas été embaumés mais conservés par congélation à -20 °C. Vingt quatre heures avant le début d'expérimentation, les corps sont placés en salle de dissection afin de permettre une équilibration à température ambiante (20 °C).

Implants chirurgicaux

Cinq plaques d'ostéosynthèses orthopédiques de tailles et de localisations différentes (Laboratoire Tornier, Monbonnot France) ainsi que cinq plaques d'ostéosynthèses maxillo-faciales (fig. 1) ont été sélectionnées pour cette étude en raison de leur représentativité et des demandes d'avis portées à la connaissance de l'Expert en rayonnements électromagnétiques (EREM) du Service de santé des armées. Les implants sont en acier inoxydable ;



Figure 1. Configuration des plaques d'ostéosynthèses maxillo-faciale.

leurs caractéristiques sont exposées dans le tableau I. Chaque corps est implanté avec l'ensemble du matériel selon les protocoles de chirurgie orthopédique et maxillo-faciale. Après incision, dissection et fixation de l'implant, chaque plan est soigneusement suturé afin de conserver l'organisation anatomique. Le matériel est retiré en fin d'expérimentation.

Système et conditions d'expositions

Les expositions ont été réalisées au moyen d'un brouilleur opérationnel de type BP 440 muni de ses antennes d'émissions. Les antennes sont placées à l'intérieur d'une chambre anéchoïque ouverte sur l'une de ces faces afin de favoriser une exposition semi-directionnelle (fig. 2). De plus, de manière à empêcher toute fuite de rayonnements électromagnétiques susceptibles d'exposer l'expérimentateur, et de limiter toute exposition environnementale extérieure au protocole, l'ensemble des expérimentations est réalisé sous un système de tente réverbérante (Swiss shield, Legrand Habitat, France) conduisant à une atténuation de 60 dB pour toutes les fréquences.

Le brouilleur est programmé en configuration Afghanistan (2e semestre 2011). Chacun des quatre canaux émet à une puissance de 20 W. Les conditions d'expositions retenues correspondent à la limite de zone rouge selon l'ICNIRP (50 W/m^2 exprimé en densité surfacique de puissance DSP) correspondant à une distance antenne pièce anatomique d'environ 1 m et au cas d'accident le plus délétère, à savoir le contact direct avec les antennes. Au cours des expérimentations, la DSP est déterminée par mesure au moyen d'un champ-mètre multifréquences (PMM OR.3, PMM Construzioni, Italia), localisé à proximité du matériel implanté.

Mesures de températures

Les mesures de température sont réalisées au moyen de quatre capteurs par fibre optique de type luxtron (Fluoroptic, France). Ces capteurs non métalliques sont insensibles aux champs électromagnétiques et permettent une mesure précise de la température (0,2 °C) dans de telles conditions sans influencer le milieu.

Les mesures sont réalisées après équilibration de la température du corps à celle de la salle d'expérimentation. L'enregistrement de la température centrale montre que cet équilibre est atteint 24 heures après la sortie des pièces anatomiques de l'enceinte de stockage réfrigérée (-20 °C).

Un capteur, implanté dans le foie hors rayonnements électromagnétiques, sert de référence. Pour les plaques, en accord avec les simulations numériques, deux capteurs sont placés aux extrémités, localisation théorique de la plus importante augmentation du DAS (6) ; le dernier capteur étant situé au point médian de l'implant.

La température est enregistrée pour chaque implant et dans chaque condition toutes les secondes sur une période de 18 minutes : 6 minutes avant exposition, durant l'exposition (6 minutes), temps nécessaire selon l'ICNIRP pour atteindre l'augmentation de température maximale et 6 minutes après exposition

Tableau I. Caractéristiques du matériel implanté.

	Fréquences dominates	Voltage efficace mesuré (mV)		Courant induit (mA)	
		1 m Ant/plaque	Contact	1 m Ant/plaque	Contact
Orthopédie					
plaque claviculaire	40-60 MHz	265±120	1100±141	5±2	22±3
plaque diaphysaire humérale	43-51 MHz	110±36	743±52	2±1	15±1
plaque métacarpe	40-240 MHz	425±35	825±106	9±1	17±2
plaque fémorale	32-45 MHz	264±77	970±225	5±1	20±5
plaque tibiale	40-50 MHz	525±106	1750±354	10,5	20±5
Maxillo-faciale					
massif mentonnier x2	45-230 MHz	77±6	725±35	2±0	15±1
mandibule	45-150 MHz	123±55	725±35	2±1	15±1
plaque sous orbitaire	45-240 MHz	250±71	532±182	5±1	11±4
plaque maxillaire	40-230 MHz	250±71	712±35	5±1	14±2
plaque frontale	40-255 MHz	135±21	725±35	3±0	15±1



Figure 2. Salle d'exposition, montrant le compartiment antennes et la tente anéchoïque.

Mesure du courant induit

Le courant induit au sein de chaque dispositif implantable est évalué par mesure directe selon le principe illustré figure 3. La mesure est réalisée à la suite de l'enregistrement des températures. Elle se fait au moyen d'un oscilloscope (Tektronic TDS 1012, USA) connecté d'une part à une extrémité de la plaque étudiée et d'autre part à la masse, réalisée par une plaque métallique en contact du dos de la pièce anatomique. L'impédance du corps est mesurée avant chaque exposition. La résistance du système de mesure est de 50 Ω. Le courant induit est calculé selon la loi d'Ohm à partir du voltage mesuré.

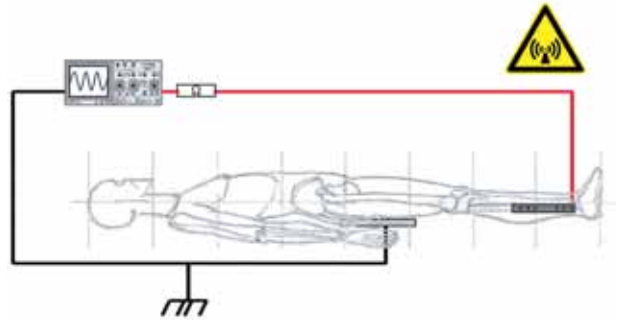


Figure 3. Principe de mesure des courants induits dans le dispositif étudié.

Statistiques

L'ensemble des résultats est présenté selon le format sous forme de moyenne ± SEM. Les statistiques on été réalisées par utilisation de tests non paramétriques de type Wilcoxon pour données appariées.

Résultats

Températures

La figure 4 représente la variation de température au niveau des plaques d'ostéosynthèses des membres après exposition aux rayonnements électromagnétiques. Cette variation correspond à la différence des températures moyennes enregistrées au cours des 30 secondes précédent l'exposition et des 30 secondes terminant l'exposition.

La figue 4A correspond à une exposition réalisée pour une distance antenne plaque de 1 m soit environ 50 W/m^2 limite de zone rouge. La figure 4B correspond à l'élévation de température enregistrée au contact direct antenne/membre. Pour une DSP correspondant an niveau d'exposition limite de zone rouge, l'élévation maximale de température est de 0,11 °C et atteint 0,21 °C au contact de l'antenne. Cette valeur est obtenue pour la plaque métacarpienne. Cette valeur reste cependant comprise dans les limites de sensibilité du système de mesure.

Les variations de températures enregistrées au niveau des plaques d'ostéosynthèse maxillo-faciales sont représentées sur la figure 5. Pour une distance plaque antenne de 1 m (fig. 5A), aucune variation significative est observable (<0,10 °C). L'élévation de température devient maximale au contact pour les plaques sous orbitaire (+0,30 °C) et frontale (+0,31 °C) ; tout comme les plaques d'ostéosynthèse des membres, dans les conditions d'exposition les plus délétères, les variations enregistrées sont proches de la limite de sensibilité du système de mesure.

Tensions et courants induits

Pour chaque dispositif et selon les deux conditions d'exposition, les tensions mesurées ainsi que les bandes de fréquences les plus présentes et les courants induits calculés sont représentés dans le tableau II. D'après ces résultats, chaque dispositif implanté peut se comporter comme une antenne et voit ainsi apparaitre un courant circulant. Ce courant, allant de 70 mV et 2 mA au niveau des plaques du massif mentonnier pour une exposition 1 m, peut atteindre des valeurs conséquentes avec 1 750 mV et 35 mA pour la plaque tibiale lors d'une exposition au contact. Les fréquences mesurées varient peu d'un système à l'autre et sont principalement situé dans la bande VHF (32-255 MHz). En raison du principe de résonance dimensionnelle et d'accord, selon la longueur d'onde, la taille de l'implant influence les fréquences enregistrées. Pour les dispositifs de grande taille, les fréquences mesurées ne dépassent pas les 50 MHz, contre 225 MHz pour les dispositifs de plus petite taille.

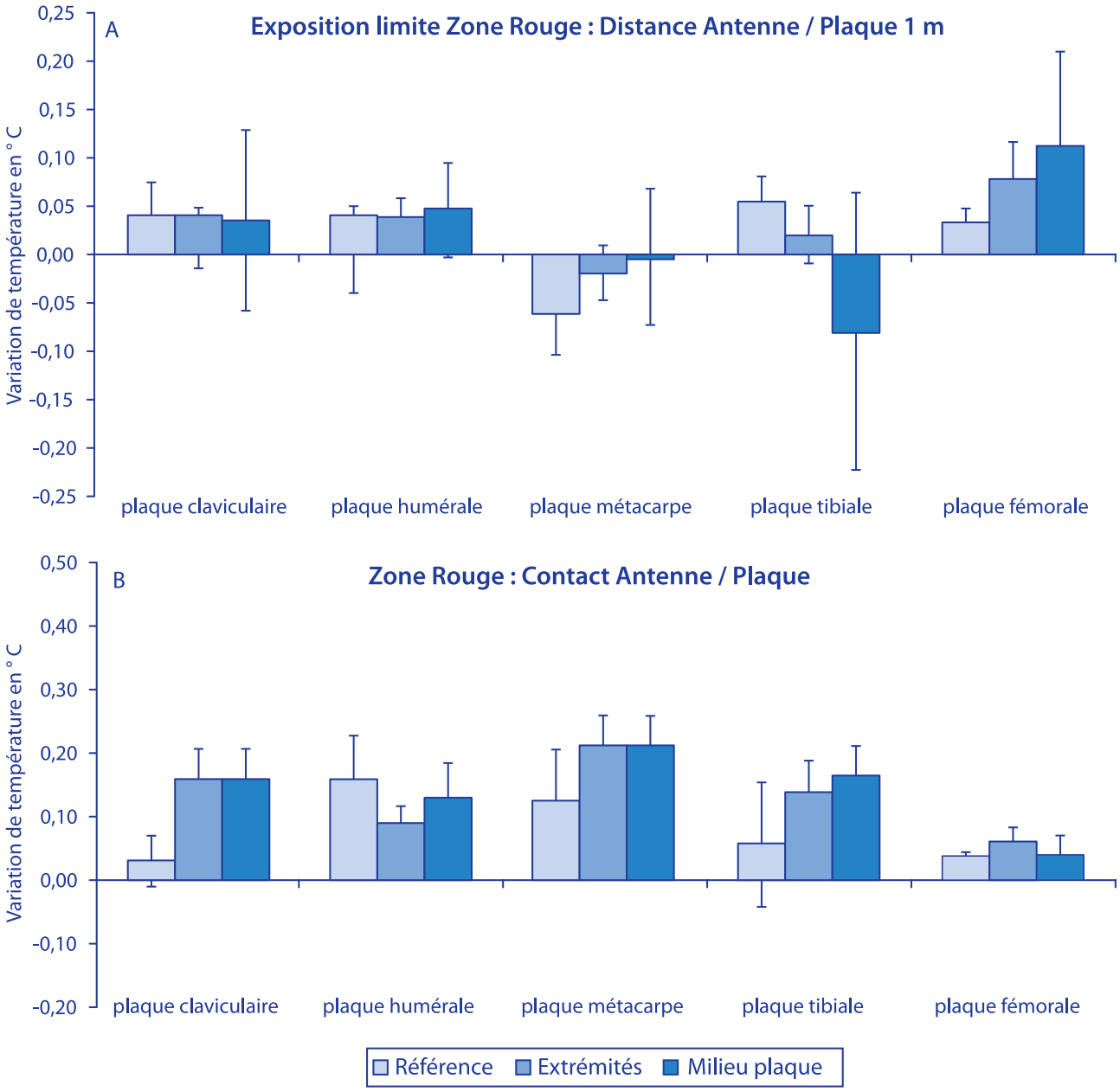


Figure 4. Variation de température (°C) mesurée aux extrémités et au milieu des plaques orthopédiques. La sonde de référence est positionnée en intra hépatique hors de la zone d'exposition au champ électromagnétique. A/Variation mesurée après 6 minutes d'exposition en condition de limite de zone rouge, soit distance plaque-Antenne de 1 m. B/Conditions d'exposition correspondant au cas le plus délétère de zone rouge soit : antenne au contact. Les résultats sont représentés moyenne ± SEM.

Discussion

Le déploiement des brouilleurs opérationnels sur les théâtres d'opérations extérieures a été accompagné de son lot d'interrogations et de craintes quant à l'existence de potentiels effets délétères de ces systèmes sur la santé des personnels. Si la quasi-totalité de ces craintes restent infondées au regard des connaissances scientifiques actuelles, il n'en demeure pas moins une interrogation quant à un risque spécifique pour les porteurs d'implant métallique passif. Une attitude trop conservatrice, visant d'emblée à déclarer inapte au travail en environnement électromagnétique et donc au départ OPEX l'ensemble des personnels porteur de ces dispositifs pourrait apparaitre comme infondée aussi bien d'un point de vue individuel pour les candidats que pour les forces, elles-mêmes appelées à se passer de personnels aux compétences nécessaires. Devant l'absence de données scientifiques objectives, un projet de recherche a été mis en place afin de répondre à cette problématique et ainsi venir en aide au médecin d'unité dans l'arbitrage de la déclaration de l'aptitude.

Les résultats obtenus montrent clairement qu'un risque de brûlure, dû à une focalisation du champ électromagnétique par l'implant, apparait hautement

Tableau II. Tensions et courants induits au sein des dispositifs implantés.

	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Poids (g)	nb vis
Orthopédie				
plaque claviculaire	120	9	18,38	4
plaque diaphysaire humérale	119	16	54,7	4
plaque métacarpe	55	9	9,05	2
plaque fémorale	318	18	195,71	6
plaque tibiale	151	15	68,52	4
Maxillo-faciale				
massif mentonnier x2	18	4	0,22	3
mandibule	93	4	0,87	6
plaque sous orbitaire	24	4	0,28	2
plaque maxillaire	35	4	0,30	4
plaque frontale	31	4	0,42	4

improbable et ceci même pour les pires cas de surexpositions. Les cas relatés sur le terrain, sans élément rapporté au dossier médical, de brûlures suite à une exposition aux rayonnements des brouilleurs opérationnels semblent donc tenir de la « légende de terrain ». Nos résultats confirment les bases théoriques montrant une interaction des implants métalliques avec les champs électromagnétiques (5, 7, 12). Les modèles numériques (5, 7) mettent en évidence une élévation significative du DAS par un facteur 2 ou 3 aux extrémités d'un implant conduisant à une élévation de température de l'ordre de 1 °C (4, 13). Nos résultats expérimentaux ont confirmé l'existence de cette élévation de température mais celle-ci reste tout à fait négligeable (0,3 °C). Ainsi aucune augmentation de température susceptible d'entrainer des effets néfastes pour l'organisme n'a pu être observée et ceci même dans l'hypothèse d'accidents de surexposition les plus défavorables « au contact de l'antenne » et quelque soit le dispositif implantable étudié.

Les mesures réalisées à 20 °C et non à 37 °C n'influencent aucunement les résultats, les modifications des propriétés diélectriques dans ces conditions sont totalement négligeables. L'absence de thermorégulation et de circulation sanguine sur notre modèle est un atout, le rendant d'autant plus sensible à une élévation de température. Il est envisageable que sur un organisme vivant, cette élévation eut été encore plus faible. Les résultats montrent cependant une plus grande sensibilité des dispositifs de plus petite taille à l'élévation de température. Les implants métalliques possèdent une très grande conductivité thermique et sont donc à même de dissiper très facilement une élévation de température localisée à l'ensemble de leur surface. Les dispositifs les plus fins dissiperont eux plus difficilement une élévation de température localisée à leurs extrémités (cas des plaques de maxillo-faciales). Cette observation va dans le sens d'accidents rapportant le cas de patients porteurs d'électrodes de stimulation intracérébrales profondes, décédé après des IRM (8-9) ou séances de diathermie (10, 11). Dans ces cas, les électrodes en forme d'aiguille présentent un diamètre très faible favorisant la concentration du rayonnement par effet pointe. Elles limitent alors la diffusion, source d'élévation de température bien supérieure à celles observées dans nos conditions.

L'absence d'élévation de température peut également être attribuée au système d'émission. Le cas, entrainant la plus forte élévation de température, s'observe lors de l'accord « fréquence/taille du dispositif », typiquement lorsque l'implant a l'une de ses dimensions égale à la longueur d'onde du rayonnement ou de l'un de ses sous multiples. Ce cas de figure ne peut se rencontrer avec les brouilleurs opérationnels. Ces systèmes, par leur conception, changent de fréquence plusieurs milliers de fois par secondes, rendant impossible toute résonance efficace. Une élévation de température suffisante pour entrainer une brûlure au niveau de l'implant, suite à l'exposition au rayonnement électromagnétique d'un brouilleur en fonctionnement, est donc totalement improbable.

Concernant les courants induits, l'innocuité des expositions aux RNI chez les porteurs d'implants semble moins évidente. Dans les situations d'expositions courantes respectant les normes d'exposition (zone verte et jaune, 1 m de l'antenne), aucun courant susceptible d'induire des d'effets délétères n'a pu être mesuré. Cependant, dans les cas d'accidents de sur expositions, les courants atteignent des valeurs significatives sources de potentiels effets biologiques. Lors d'électrisation, il est couramment admis comme seuil d'effets : 0,5 mA perception, 10 mA tétanisation, 50-80 mA troubles du rythme cardiaque (14). Ainsi, à la vue des courants observés au cours de l'expérimentation, l'existence d'un risque potentiel pour la santé des personnels ne peut être écartée. Avec des courants pouvant dépasser les 30 mA, il est envisageable qu'en cas de passage en zone rouge, le personnel, porteur d'un plaque, perçoive des courants électriques pouvant déclencher des mouvements incontrôlés. Ce type d'observation, bien que cessant dès l'arrêt de l'exposition, peut être source d'accidents ou de comportements dangereux (chutes, mouvements involontaires…). La localisation des plaques directement au contact des tissus excitables ou à leur proximité, muscles ou nerfs, rend cette sensibilité d'autant plus grande.

Nos résultats ont permis d'établir un ensemble de critères permettant de déterminer les systèmes les plus sensibles. Le principal facteur apparait être la puissance d'émission, équivalant à la distance antenne/dispositif. Pour l'ensemble des dispositifs, une augmentation significative de la valeur de la tension mesurée peut être observée avec le rapprochement de l'antenne. S'il est difficile dans les conditions d'expérimentations « au contact » d'avoir une valeur du niveau d'exposition au niveau de l'implant, la valeur de tension mesurée semble cependant directement proportionnelle à la valeur de la densité surfacique de puissance. La valeur du courant mesuré est également influencée par la localisation de l'implant et, en moindre mesure, par la quantité de métal le composant. Ainsi les

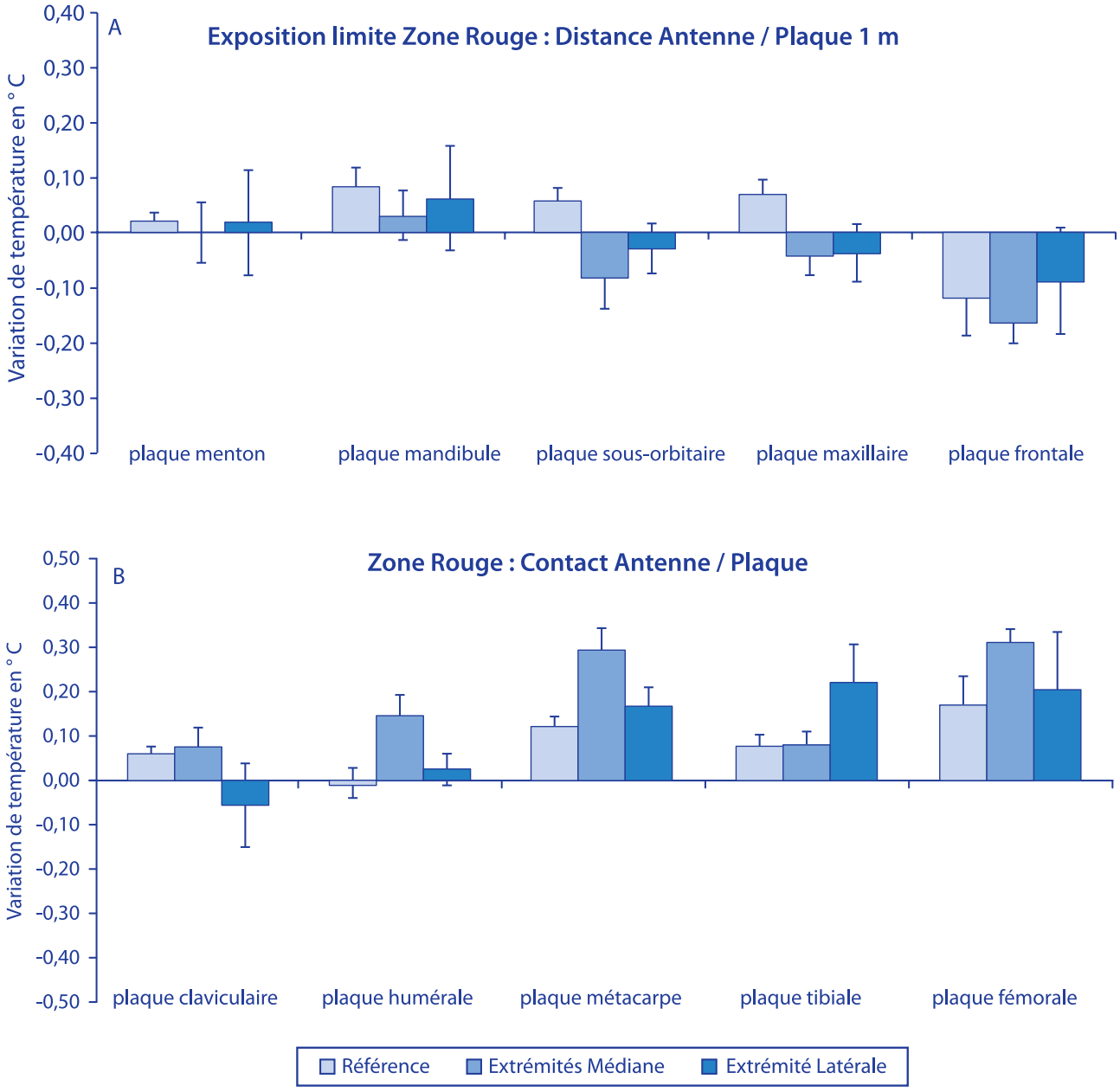


Figure 5. Variation de température (°C) mesurée à l'extrémité médiale et à l'extrémité latérale de chaque plaque d'ostéosynthèse maxillo-faciale. La sonde de référence est positionnée en intra hépatique hors de la zone d'exposition au champ électromagnétique. A/Variation mesurée après 6 minutes d'exposition en condition de limite de zone rouge, soit distance plaque-Antenne de 1 m. B/Conditions d'exposition correspondant au cas le plus délétère de zone rouge soit: antenne au contact. Les résultats sont représentés moyenne ± SEM.

plaques répondant le mieux sont les plaques les plus superficielles, tibia, clavicule et maxillo-faciales. Pour une épaisseur de tissus équivalente, la plaque montrant le courant le plus important sera la plaque la plus lourde. Il semble en outre, que la polarisation du champ électromagnétique selon son axe électrique (E) ou magnétique (H) influence également en faible proportion les valeurs du courant induit. Une exposition avec les antennes positionnées selon l'axe principale montre un accroissement des valeurs des tensions de l'ordre de 10 à 20 % comparativement à une exposition selon un axe perpendiculaire (testé 1 fois pour l'ensemble des dispositifs).

Ainsi, la localisation de la plaque et plus spécifiquement sa superficialité est un critère essentiel à prendre en compte dans l'existence d'un risque potentiel. Plus une plaque est superficielle, moins le rayonnement est absorbé par les tissus et donc plus le risque d'induire une stimulation est important. Une situation superficielle est donc très délétère (maxillo-faciale, clavicule…). Un passage à proximité de structure nerveuse devra en outre amener à porter une attention particulière. L'orientation du système

implanté par rapport à l'axe de l'antenne est également un critère d'évaluation à prendre en compte ; une plaque présentant un axe perpendiculaire à celui de l'antenne est un critère moins défavorable. Enfin, vue la position du personnel servant sur les véhicules équipés de ces systèmes (tape arrière, haut du corps hors véhicule), il ne semble pas nécessaire de se préoccuper des systèmes mis en place au dessous du bassin : le blindé se comportant comme une cage de Farraday, le rayonnement mesurable à l'intérieur du véhicule est négligeable (zone verte, « public » des normes).

Enfin si les plaques testées étaient toutes en acier inoxydable, ces résultats demeurent parfaitement extrapolables aux plaques en titane, le principal critère conduisant à l'interaction avec les RNI étant le pouvoir conducteur du matériau.

Conclusion

En conclusion, notre travail était d'identifier un potentiel risque de brûlure chez les porteurs d'implants métalliques passifs suite à une exposition aux rayonnements électromagnétiques. Nos résultats démontrent l'improbabilité de ce risque. Cependant, ce travail a fait apparaître l'existence d'un potentiel risque électrique à prendre en compte dans l'établissement de l'aptitude en conditions d'exposition professionnelle aux au rayonnements non ionisants. S'il n'apparait pas nécessaire de refuser cette aptitude à l'ensemble des porteurs de matériel d'ostéosynthèse, certain cas spécifiques doivent faire l'objet d'une prise en compte particulière. Les plaques d'ostéosynthèses maxillo-faciales semblent ainsi difficilement compatibles avec l'aptitude RNI en raison de leur passage à proximité de nombreux troncs nerveux et leur position superficielle. À l'opposé, les systèmes d'ostéosynthèse des membres inferieurs ne devraient pas susciter d'inquiétude particulière. En cas de doute lors de l'établissement d'une aptitude RNI, il sera toujours bon de se rapprocher de l'EREM du Service de santé des armées. Enfin en cas d'inaptitude, celle-ci pourra toujours être levée, par l'ablation du matériel après discussion entre bénéfices et risques.

Remerciements : nous remercions les internes du service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de Grenoble pour leur aide dans l'implantation du matériel d'ostéosynthèse maxillo-faciale, M^me^ Arnaud pour son aide apportée au cours de l'exposition des pièces anatomiques ainsi que l'ensemble du personnel du laboratoire d'anatomie de Grenoble. Ce projet a été financé par la DGA : PEA 09Ca602-1.

Les auteurs ne déclarent pas de conflit d'intérêt concernant les données présentées dans cet article.

Abréviations :
DAS : Débit d'absorbation spécifique
DSP : Densité surfacique de puissance
EREM : Expert en rayonnements électromagnétiques
ICNIRP : *International comision of non ionizing radiation protection*
RC-IED : *Remote controled-improvised explosive device*
RNI : Rayonnements non ionisants

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Afsset. Groupe de travail Radiofréquences : mise à jour de l'expertise relative aux radiofréquences. http://www.anses.fr/ET/DocumentsET/Rapport_RF_final_25_091109_web. pdf2012.
2. ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Health Phys 1998; 74(4): 494-522.
3. ANSI/IEEE, 1992. C95. 1-1992 : IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz. In IEEE. New York.
4. Virtanen H, Keshvari J, Lappalainen R. Interaction of radio frequency electromagnetic fields and passive metallic implants a brief review. Bioelectromagnetics 2006; 27(6): 431-9.
5. McIntosh RL, Anderson V, McKenzie RJ. A numerical evaluation of SAR distribution and temperature changes around a metallic plate in the head of a RF exposed worker. Bioelectromagnetics 2005; 26(5): 377-88.
6. Anderson V, McIntosh R. Guidelines for the RF exposure assessment of metallic implants. The international EMF dosimetry handbook. http://www.emfdosimetry.org 2006.
7. Virtanen H, Huttunen J, Toropainen A, Lappalainen R. Interaction of mobile phones with superficial passive metallic implants. Phys Med Biol 2005; 50(11): 2689-700.
8. Spiegel J, Fuss G, Backens M, Reith W, Magnus T, Becker G, et al. Transient dystonia following magnetic resonance imaging in a patient with deep brain stimulation electrodes for the treatment of Parkinson disease. Case report. J Neurosurg 2003; 99(4): 772-4.
9. Henderson JM, Tkach J, Phillips M, Baker K, Shellock FG, Rezai AR. Permanent neurological deficit related to magnetic resonance imaging in a patient with implanted deep brain stimulation electrodes for Parkinson's disease : case report. Neurosurgery 2005; 57(5): E1063; discussion E1063.
10. Tagliati M, Jankovic J, Pagan F, Susatia F, Isaias IU, Okun MS. Safety of MRI in patients with implanted deep brain stimulation devices. NeuroImage 2009; 47(Supplement 2) : T53-T57.
11. Nutt JG, Anderson VC, Peacock JH, Hammerstad JP, Burchiel KJ. DBS and diathermy interaction induces severe CNS damage. Neurology 2001; 56(10): 1384-6.
12. Cooper J, Hombach V. Increase in specific absorption rate in human heads arising from implantations. Electron Letts 1996; 32: 2217-9.
13. McIntosh RL, McKenzie JM. SAR and temperature changes in RF workers with metallic implants. Annual Conference of the Australasian Radiation Protection Society (ARPS). 2003. Hobart, Tasmania.
14. Chaibdraa A, Medjellekh MS, Bentakouk MC. Electrisation, Electrocution. Annals of burns and fire disasters 2009; 22(1): 22-32.