

Performances d'un système de transmission optique sans fil pour la télésurveillance médicale en milieu sensible confiné

Seyed Sina TORKESTANI, Nicolas BARBOT, Stéphanie SAHUGUEDE, Anne JULIEN-VERGONJANNE

XLIM DPT-C2S2 UMR CNRS 6172/ ENSIL 16 rue d'Atlantis, 87068 LIMOGES, FRANCE

seyed.torkestani@ensil.unilim.fr, nicolas.barbot@ensil.unilim.fr
sahuguede@ensil.unilim.fr, anne@ensil.unilim.fr

Résumé – Nous explorons les potentialités de la technologie optique sans fil comme alternative aux radio fréquences pour transmettre à distance les informations vitales d'un patient mobile dans une pièce. Nous avons déterminé le modèle statistique du canal optique mobile en milieu confiné pour deux types de propagation, en visibilité directe ou en diffus. La technique de codage de canal basée sur des codes LDPC a été appliquée sur le canal considéré. L'étude des performances de la transmission illustre l'amélioration de la probabilité de rupture (ou outage) et de la qualité de service mais aussi la diminution de la puissance moyenne émise nécessitant une plus grande autonomie en énergie de l'émetteur placé sur le patient.

Abstract – In this paper, we study wireless optical technology as an alternative to radio frequencies in order to transmit vital data of a patient mobile in the room. The statistical model of the mobile indoor optical channel has been determined for the two propagation types: line of sight and diffuse one. Forward Error Correction (FEC) using LDPC codes has been applied to this channel. The results show that the performance can be improved in terms of outage probability and quality of service. In addition, by power analysis, we show that FEC permits decreasing the required average transmitted power which results in higher battery charge of the mobile transmitter.

1 Introduction

L'utilisation de technologies radio fréquences au sein de l'hôpital présente des limitations quant à l'immunité de ces systèmes face à l'équipement médical utilisé pour surveiller les paramètres vitaux des patients. Comme alternative, nous étudions une solution basée sur la technologie optique sans fil ou Infrarouge (IR) qui permet de transmettre un haut débit avec un grand niveau de sécurité notamment dans le cas d'environnements sensibles aux perturbations électromagnétiques [1–3]. Il existe deux configurations principales pour les communications employant la technologie IR : lien en visibilité directe et lien diffus. La propagation en visibilité directe permet d'obtenir les meilleures performances mais nécessite l'alignement entre émetteur et récepteur. La configuration diffuse permet de s'affranchir de cette contrainte car le récepteur collecte les rayons lumineux diffusés par un plan réflecteur mais est plus sensible aux interférences. Dans ce papier, on étudie l'application de la technologie IR à la télésurveillance médicale d'un patient mobile dans un milieu sensible confiné. Notre contribution consiste en la modélisation statistique du canal pour deux types de propagation, en visibilité directe et en diffus. En se basant sur ces modèles statistiques, nous évaluons les performances du système en termes de probabilité de rupture du lien de communication. Nous évaluons ensuite l'apport du codage de canal sur l'amélioration des performances, en particulier concernant la puissance moyenne émise requise.

2 Présentation du système

On considère qu'un émetteur IR transmet à un récepteur positionné au centre du plafond d'une chambre d'hôpital de dimensions (3m,4m,2.5m), les informations issues de capteurs placés sur le patient hospitalisé (figure 1(a) et (b)). Dans notre étude, le patient peut se déplacer à l'intérieur de la chambre considérée vide. En utilisant une Modulation d'Intensité et une Détection Directe (IM/DD), le signal reçu est une puissance optique convertie par le photo détecteur en un signal électrique y [1] :

$$y = S.H \otimes x + n \quad (1)$$

S est la sensibilité du photo détecteur, H le gain statique du canal, x le signal transmis et n représente un bruit blanc additif gaussien. Le rapport signal à bruit (RSB) pour un débit brut R_b et pour une modulation OOK (On-Off Keying) constituée de symboles équiprobables $x \in \{0, 2P_t\}$ est donné par l'équation [2] :

$$RSB = \frac{S^2 H^2 2P_t^2}{R_b N_0} \quad (2)$$

dans laquelle P_t est la puissance moyenne transmise et N_0 la densité spectrale de puissance du bruit.

En considérant la mobilité du patient, la distance entre l'émetteur et le récepteur varie, ce qui signifie que H et donc le RSB varient. Le milieu confiné étudié est représenté sur la figure 1 pour deux types de propagation IR, en visibilité directe (a) ou en diffus (b) [1].

En visibilité directe, on considère que le corps du patient n'a pas d'impact sur le lien en terme d'obstruction. Dans le cas diffus, l'émetteur pointe vers le sol.

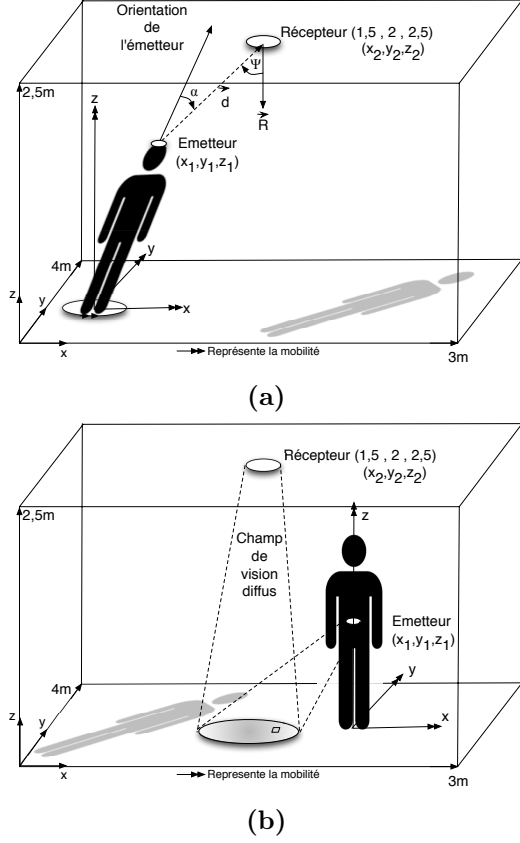


FIGURE 1 – Mobilité dans le milieu confiné avec une propagation (a) en visibilité directe et (b) en diffus.

On suppose que le scénario de mobilité du patient suit une distribution Gaussienne sur chacun des trois axes telle que la moyenne corresponde au centre de la pièce et que 98% des données de la distribution soit incluses dans la pièce. Les distributions en x et y sont donc : $\mathcal{N}(1.5, 0.25)$ et $\mathcal{N}(2, 0.36)$. La distribution en z est, dans le cas en visibilité directe (respectivement en diffus) : $\mathcal{N}(1.5, 0.09)$ (respectivement $\mathcal{N}(1.2, 0.09)$).

En visibilité directe, le gain H s'exprime par [1] :

$$H = \begin{cases} \frac{A}{\pi d^2} \cos \alpha \cos \Psi & 0 \leq \Psi \leq \Psi_V \\ 0 & \Psi \geq \Psi_V \end{cases} \quad (3)$$

d est la distance entre l'émetteur et le récepteur. A est la surface physique du photo récepteur, Ψ_V définit le champ de vision du récepteur. Comme on considère un alignement parfait (voir figure 1(a)), $\cos \alpha \times \cos \Psi = 1$.

En diffus, le gain statique dépend de la somme de toutes les contributions des ondes réfléchies et s'exprime par [3] :

$$H = \frac{\rho A z_1^2 z_2^2}{\pi^2} \times \int \int_{\text{surface du plan}} \left(\frac{1}{(z_1^2 + (x - x_1)^2 + (y - y_1)^2)^2} \times \frac{1}{(z_2^2 + (x - x_2)^2 + (y - y_2)^2)^2} \right) dx dy \quad (4)$$

ρ correspond à la réflectivité du sol, (x_1, y_1, z_1) sont les coordonnées de l'émetteur, (x_2, y_2, z_2) celles du récepteur.

3 Performances

3.1 Calcul de la probabilité de rupture

La mobilité de l'émetteur implique que le canal optique sans fil n'est pas stationnaire. De plus, comme les variations du canal sont liées aux déplacements du patient, elles sont lentes par rapport au débit de la transmission. De ce fait, le canal optique est non ergodique et la notion de *TEB* (Taux d'Erreurs Binaire) moyen n'est pas une bonne métrique pour caractériser les performances de la liaison. On introduit donc la probabilité de rupture P_{out} de la communication pour une valeur seuil RSB_0 telle que [4] :

$$P_{out}(RSB_0) = \Pr(RSB(H) < RSB_0) = \Pr(H < H_0) \quad (5)$$

Avec

$$H_0 = \frac{RSB_0 R_b N_0}{2P_t^2 S^2} \quad (6)$$

La probabilité de rupture dépend de la distribution statistique du gain statique du canal que nous avons obtenue par simulation numérique. Les figures 2(a) (visibilité directe) et 2(b) (diffus) montrent les résultats en fonction de RSB_0 pour une modulation OOK et pour différentes valeurs de P_t^2/R_b . On vérifie que les performances se dégradent lorsque la valeur de RSB_0 ou de P_t^2/R_b augmente. Considérons par exemple une probabilité de rupture visée de 10^{-3} et une qualité de service de 10^{-6} (respectivement 10^{-9}) ce qui correspond à un $RSB_0 = 13,7\text{dB}$ (respectivement $15,6\text{dB}$). Ces performances sont atteintes en visibilité directe pour des valeurs de P_t^2/R_b inférieures à $8,51 \times 10^{-11} \text{ W}^2 \cdot \text{s}/\text{bit}$ (respectivement $10^{-10} \text{ W}^2 \cdot \text{s}/\text{bit}$) et en diffus pour des valeurs de P_t^2/R_b inférieures à $10^{-7} \text{ W}^2 \cdot \text{s}/\text{bit}$ (respectivement $1,5 \times 10^{-7} \text{ W}^2 \cdot \text{s}/\text{bit}$). Sachant que la transmission des signes vitaux de base requiert un débit d'information d'environ 500Kbps [5], ces résultats montrent que la technologie IR peut être utilisée pour la télésurveillance en ayant dans le cas en visibilité directe une puissance moyenne d'émission P_t de 6,5mW (respectivement 7mW) et dans le cas diffus une valeur de P_t de 224mW (respectivement 274mW). Afin d'explorer les potentialités de cette technique, nous étudions l'utilisation du codage correcteur d'erreurs pour améliorer les performances, et minimiser la puissance moyenne émise.

3.2 Application du codage correcteur d'erreurs

Les codes en bloc ajoutent un niveau de redondance fixe à chaque bloc de K bits pour obtenir des mots de N bits. Le rendement du code est défini comme le rapport $r = K/N$. Le débit utile R_u ou débit d'information transmis entre l'émetteur et le récepteur, vaut alors $R_u = rR_b$ avec R_b le débit brut (sans codage).

Les codes LDPC (Low Density Parity-Check) sont des codes en blocs linéaires dont la matrice de parité est creuse [6]. Dans cette étude, nous avons déterminé les performances de codes LDPC réguliers de rendements respectifs 1/2 et 3/4 et de différentes longueurs. Pour tous les codes, les cycles de longueur 4 ont été supprimés. Le décodage des codes LDPC utilise un algorithme à échange de messages

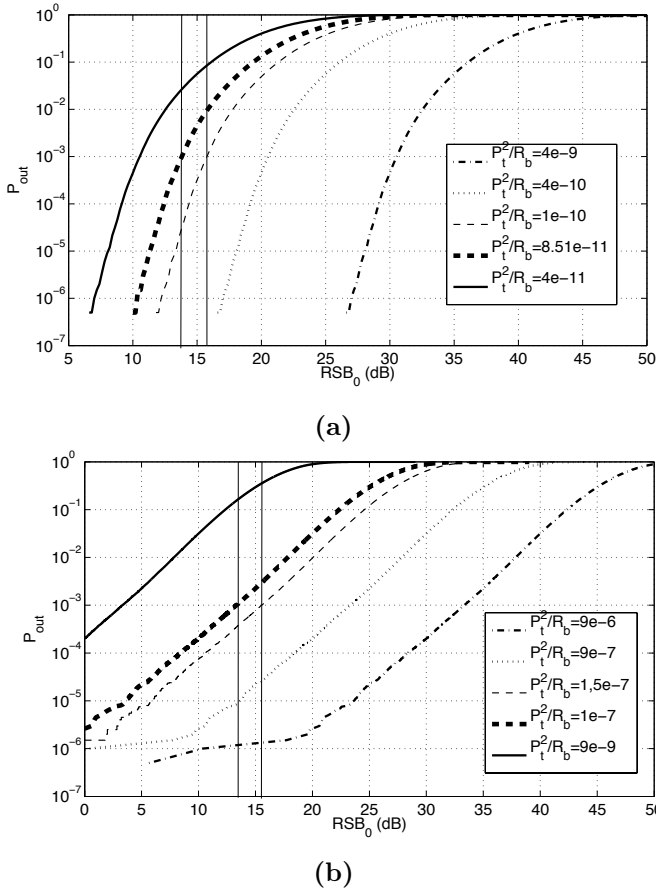


FIGURE 2 – Probabilité de rupture en fonction du RSB_0 pour une propagation (a) en visibilité directe et (b) en diffus pour différentes valeurs de P_t^2/R_b , $A = 1\text{cm}^2$, $S = 0,55\text{A/W}$ et $\Psi_V = 60^\circ$.

appelé somme-produit. Cet algorithme itératif travaille à partir d'une décision souple des symboles reçus exprimés sous la forme du Logarithme des Rapports de Vraisemblance (LRV) [6]. Pour la modulation OOK, les LRV sont définis par :

$$Y_{LRV} = \log\left(\frac{\Pr(x = 1|y)}{\Pr(x = 0|y)}\right) = \frac{2y - 1}{N_0} \quad (7)$$

Pour chaque code, le nombre maximal d'itérations à été fixé à 100.

Dans le but d'évaluer les performances des différents systèmes de transmission (codé et non-codé), on s'intéresse à l'évolution de la probabilité de rupture en fonction d'un TEB limite au dessus duquel la qualité de la transmission n'est plus acceptable. A partir des résultats de simulation, la dépendance $TEB = f(RSB)$ permet d'exprimer P_{out} en fonction du TEB limite TEB_0 par simple changement de variable :

$$P_{out} = \Pr(RSB < RSB_0) = \Pr(TEB > TEB_0) \quad (8)$$

La figure 3 présente l'évolution de P_{out} en fonction de TEB_0 pour les cas en visibilité directe et en diffus et un débit utile fixé à $R_u = 500\text{Kbps}$. A ce débit utile fixé, les débits bruts des différentes transmissions ne sont plus identiques et deviennent 500Kbps, 666Kbps et 1Mbps

pour respectivement le cas sans codage, le cas avec un code de rendement 3/4, puis de rendement 1/2. Dans le but de comparer les différentes solutions, il est nécessaire de normaliser les différentes puissances moyennes d'émission en multipliant chacune d'elle par un facteur $1/\sqrt{r}$. Les puissances d'émission deviennent alors 3mW, 3,46mW, 4,24mW dans le cas en visibilité directe et 300mW, 346mW, 424mW dans le cas diffus pour des débits bruts respectifs de 500Kbps, 666Kbps et 1Mbps. Ainsi, les différentes solutions sont comparées à RSB identique.

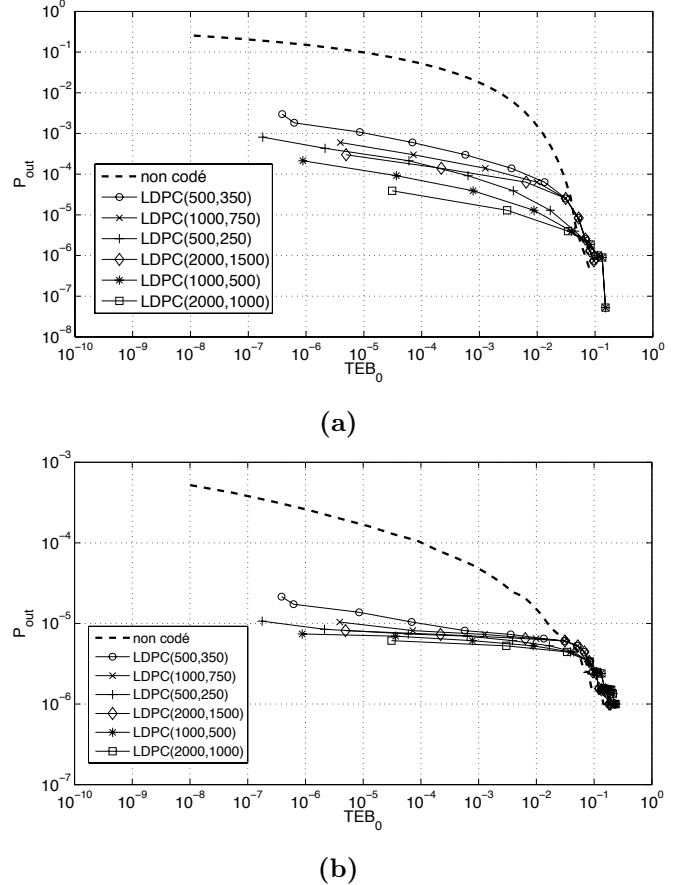


FIGURE 3 – Probabilité de rupture en fonction du TEB_0 pour une propagation (a) en visibilité directe et (b) en diffus avec un débit utile $R_u = 500\text{Kbps}$, $A = 1\text{cm}^2$, $S = 0,55\text{A/W}$, $\Psi_V = 60^\circ$.

Pour les deux configurations, P_{out} diminue lorsque TEB_0 augmente et ce quel que soit le code utilisé. De plus, pour une valeur fixée de TEB_0 inférieure à 10^{-2} , l'utilisation des codes correcteurs d'erreurs permet de diminuer la valeur de P_{out} par rapport au cas sans codage. Pour un TEB_0 de 10^{-6} par exemple, on obtient une $P_{out} \approx 10^{-3}$ pour chacun des codes dans le cas en visibilité directe alors que cette probabilité de blocage est supérieure à 0,1 dans le cas non codé. Les performances de la transmission ont donc été améliorées en diminuant la probabilité de blocage d'un facteur supérieur à 100 (et cela pour un même TEB_0). En configuration diffuse, cette amélioration est encore plus significative puisqu'il est possible d'obtenir une $P_{out} \approx 10^{-5}$ et cela pour la même qualité de service

(TEB_0). Le codage de canal offre donc une solution efficace pour améliorer la probabilité de rupture ou le TEB de la transmission pour une P_{out} fixée.

L'émetteur étant placé sur le patient mobile et donc alimenté par une alimentation autonome, il est important de pouvoir optimiser la puissance moyenne à l'émission P_t afin de maximiser l'autonomie de l'émetteur. C'est pourquoi on a étudié la puissance moyenne transmise P_t nécessaire en fonction du débit utile de transmission pour satisfaire la qualité de service visée (une probabilité de rupture de 10^{-3} et des TEB de 10^{-3} et de 10^{-6}). Les figures 4(a) (visibilité directe) et 4(b) (diffus) montrent ces résultats. Comme prévu, la puissance moyenne transmise augmente en fonction du débit utile de la transmission. De plus, on peut observer que pour une puissance moyenne donnée, l'application des codes permet d'augmenter le débit utile, ce gain étant d'autant plus important que le débit utile augmente. Par exemple, pour le cas en visibilité directe (figure 4(a)) et pour $P_t = 10\text{mW}$, le débit utile peut passer de 1Mbps dans le cas non codé à 4-6 Mbps pour les cas codés. De façon identique, à débit utile constant, on peut observer que la puissance moyenne nécessaire est diminuée par l'apport du codage dans les cas en visibilité directe et diffus. Par exemple, pour l'application de la télésurveillance médicale, le débit utile nécessaire étant de 500Kbps [5], dans le cas en visibilité directe et pour une probabilité de rupture de 10^{-3} et un $TEB_0 = 10^{-6}$, il est possible de diminuer P_t de 6,5mW à 3mW. De la même façon, pour le cas en diffus et pour les mêmes performances, on peut diminuer P_t de 224mW à 100mW. Le codage de canal permet donc de diminuer de manière significative la puissance moyenne émise nécessaire pour satisfaire une qualité de service visée et ainsi augmenter l'autonomie de l'émetteur.

4 Conclusion

Nous étudions dans ce papier, l'application de la technologie optique sans fil ou IR pour la télésurveillance médicale d'un patient mobile dans un milieu sensible confiné. Pour la transmission des paramètres vitaux du patient vers une station de collecte déportée, deux types de propagation optique en visibilité directe et en diffus sont considérés. Pour la mobilité du patient, des scénarios sont définis et des modèles statistiques sont développés afin d'évaluer les performances de ce système. En se basant sur les résultats statistiques, nous évaluons la probabilité de rupture du lien de communication (probabilité d'outage) en fonction des différentes puissances d'émission, débits d'information et de qualités de services. En étudiant l'impact du codage correcteurs d'erreurs sur les performances nous illustrons que cette technique permet de réduire significativement la puissance d'émission, augmentant ainsi l'autonomie de l'émetteur mobile placé sur le patient.

Références

- [1] J.M. Kahn et J.R. Barry. *Wireless infrared communications*. Proceedings of the IEEE, 1997, vol. 85, no. 2, pp. 265-298.
- [2] Z. Ghassemlooy, et A.R. Hayes. *Indoor Optical Wi-*

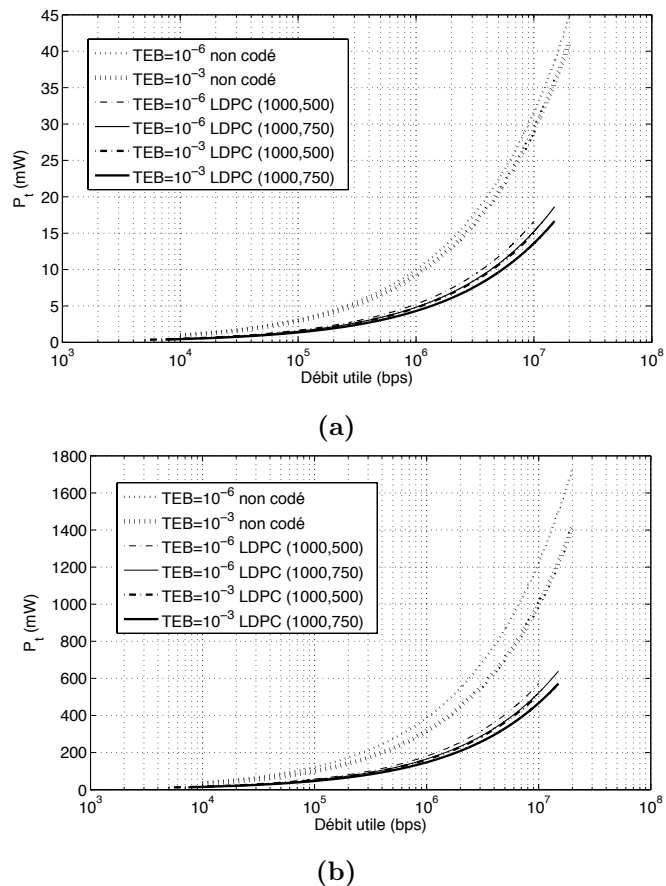


FIGURE 4 – Puissance moyenne nécessaire en fonction du débit utile pour une propagation (a) en visibilité directe et (b) en diffus et pour les cas codé et non codé pour des débits utiles de 10Kbps à 10Mbps avec $TEB = 10^{-6}$ et 10^{-3} , $P_{out} = 10^{-3}$, $A = 1\text{cm}^2$, $S = 0,55\text{A/W}$ et $\Psi_V = 60^\circ$

less Communications Systems, Part I : Review. School of Engineering, Northumbria University, Newcastle upon Tyne, 2003.

- [3] J.B. Carruthers. *Wireless Infrared Communications* dans *Encyclopedia of Telecommunications*. Wiley, New York, 2002.
- [4] A.A. Farid et S. Hranilovic. *Outage Capacity Optimization for Free-Space Optical Links With Pointing Errors*. Journal of Lightwave Technology, 2007, vol. 25, no. 7, pp. 1702-1710.
- [5] M. Paksuniemi, H. Sorvoja, E. Alasaarela et R. Myllyla. *Wireless sensor and data transmission needs and technologies for patient monitoring in the operating room and intensive care unit*. Proceedings of the 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBS 2005, Shanghai, China, 2005, pp. 5182-5185.
- [6] S.J. Johnson. *Iterative Error Correction : Turbo, Low-Density Parity-Check and Repeat-Accumulate Codes*. Cambridge University Press, 2009.