

Améliorer la durée de vie de la batterie sur les dispositifs médicaux mettables et les timbres transdermiques

Par Sanjay Pithadia

Ingénieur système, secteur médical, ingénierie des systèmes et marketing

Le marché des dispositifs médicaux mettables se développe rapidement. Ces appareils présentent deux caractéristiques principales : la possibilité, pour les patients, de les porter sur eux (ou leur taille) et leur durée de fonctionnement (ou la durée de vie de la batterie). Aujourd'hui, ils servent non seulement à mesurer les constantes vitales, mais aussi à contacter les services d'urgence en cas de besoin. Les applications portatives et mettables fonctionnent généralement sur batterie ; pour les consommateurs, la durée de vie de ce composant est donc l'un des principaux critères d'achat. Elle est d'autant plus essentielle que la plupart des dispositifs médicaux portés par les patients surveillent leurs constantes en continu.

Les systèmes alimentés par batterie nécessitent un partitionnement minutieux, une utilisation optimisée de l'espace et une exploitation efficace de la charge disponible. Il est important de proposer davantage de fonctionnalités tout en assurant une alimentation plus efficace, dans un volume réduit, pendant une période plus longue. Des fonctions telles que la veille simple ou prolongée, le mode d'économie d'énergie, l'hibernation ou la désactivation de la charge sont essentielles pour permettre aux concepteurs de réduire la consommation électrique et de prolonger la durée de vie de la batterie. Certes, il existe des microcontrôleurs et des circuits intégrés analogiques basse consommation, mais la plupart des technologies les plus récentes ne pourront être intégrées au système si la gestion de la puissance n'est pas optimisée. Il est donc important d'opter pour la bonne architecture afin d'obtenir une application efficace et de prolonger la durée d'utilisation de la batterie. Cet article présente différents schémas d'alimentation qui améliorent la durée de vie des dispositifs médicaux mettables et des timbres transdermiques.

Types de batteries utilisés sur les applications médicales

De nombreux appareils, tels que les cardiofréquencemètres, les patchs multiparamétriques, les lecteurs de glycémie, les tensiomètres, les oxymètres de pouls ou encore les moniteurs d'activité physique ou sportive, peuvent être portés sur soi. Nombre d'entre eux sont jetables ou utilisent des batteries qui doivent être remplacées régulièrement. Or, le fait de les relier à des appareils intelligents augmente leur consommation d'énergie. Il arrive que les batteries jetables (piles non rechargeables telles que la CR2032 ou la CR3032) n'y suffisent pas – d'où le recours à des batteries rechargeables. Les accumulateurs lithium-ion (Li-Ion), lithium-polymère (Li-Po), nickel-métal hydrure (Ni-MH), lithium-fer-phosphate, lithium-manganèse ou zinc sont courants sur les appareils médicaux – et chacun d'entre eux nécessite un circuit de charge spécifique. Il faut également noter que les batteries rechargeables présentent un certain taux d'autodécharge. Afin de réduire le nombre de composants et la taille des dispositifs, les concepteurs ont la possibilité de relier directement l'accumulateur au module radio et aux autres périphériques ; cependant, ce mode d'alimentation directe n'est pas la façon la plus efficace d'utiliser la batterie.

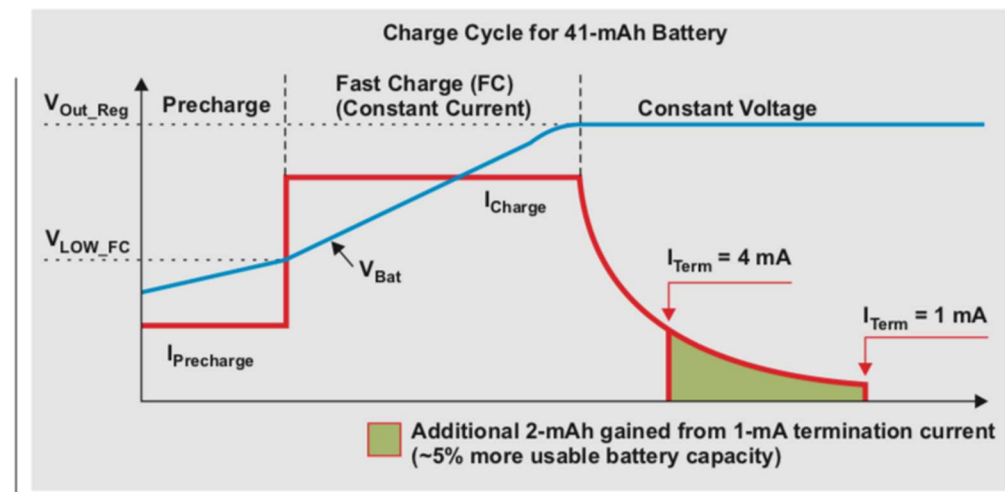
Choisir le bon chargeur pour améliorer la durée de vie de la batterie

Sur les dispositifs mettables, charger la batterie est une gageure – car sa taille et sa capacité doivent rester restreintes. Le courant de charge varie largement suivant que l'on utilise une batterie de 50 mAh, 100 mAh ou 200 mAh, et qu'on la charge à 0,5 C, 1 C ou 2 C. La clé ? Intégrer une fonction de charge rapide programmable.

Bien sûr, il est important que l'appareil charge rapidement ; mais emmagasiner autant d'énergie que possible dans la batterie l'est tout autant. Pour y parvenir, le courant de fin de charge doit être maîtrisé avec précision et pouvoir s'interrompre de manière fiable à un niveau très faible. La référence 1 présente un exemple de chargeur affichant un courant de fin de charge et un courant de repos très faibles.

La Figure 1 montre qu'il est possible de gagner 2 mAh de plus (soit 5 % environ) sur la durée de vie de la batterie en réduisant le courant de fin de charge à 1 mA. Le nombre de cellules peut varier en fonction de l'application. La solution de charge de la batterie dépendra également de ce facteur.

Figure 1. Avantages d'un faible courant de fin de charge



Alimenter un système à l'aide d'un convertisseur abaisseur, élévateur ou abaisseur-élévateur

Prenons l'exemple d'une application mettable utilisant un dispositif radio de Texas Instruments. La tension de fonctionnement de la gamme de composants CC254x est comprise entre 2,0 V et 3,6 V. À l'intérieur, l'alimentation est généralement ramenée à 1,8 V grâce à des régulateurs à faible tension de déchet (LDO). Par conséquent, sur les systèmes à forte tension d'alimentation, une grande partie de l'énergie est perdue au niveau des régulateurs LDO. Afin d'y remédier, on peut utiliser un convertisseur DC/DC externe qui ramène la tension à 2 V environ et améliore l'efficacité globale du système.

Un convertisseur DC/DC, tel que le TPS62730, est capable de ramener une tension d'entrée de 3,9 V à une valeur souhaitée de 1,9 V. (Voir référence 2, dans laquelle la valeur de 2,2 V est la limite au-dessus de laquelle la fréquence de commutation du convertisseur DC/DC n'affecte pas les performances du CC254x.) Lorsque la tension d'alimentation du convertisseur descend en dessous de 2,2 V, celui-ci passe automatiquement en mode de court-circuit, sa sortie étant directement reliée à la batterie. La consommation de courant est ainsi réduite en mode actif, prolongeant la durée de vie de la batterie. La Figure 2 illustre la réduction du courant de la batterie occasionnée par le recours au TPS62730.

S'il n'est pas possible de contrôler les bornes à partir du microcontrôleur, on peut utiliser d'autres convertisseurs abaisseurs à courant de repos ultra faible, tels que le TPS62743 ou le TPS62740.

Les dispositifs médicaux qui mesurent la fréquence cardiaque ou la saturation en oxygène dans le sang des patients (SpO_2) sont dotés de drivers de LED alimentant des témoins verts, rouges et infrarouges. Compte tenu de la tension de seuil des LED, la tension d'alimentation du driver doit être supérieure à la tension de la pile bouton (par exemple, 3 V). Pour cela, on peut utiliser un convertisseur élévateur à très faible courant de repos.

Les applications de pompe à insuline sont de plus en plus compactes depuis que l'aiguille d'injection y est intégrée. Sur ces dispositifs, le courant de charge sera très élevé, car il doit alimenter à la fois la pompe et le circuit d'interface de l'aiguille. Un convertisseur élévateur tel que le TPS610981 (voir Figure 3) peut être relié directement à la batterie et présente un courant de repos très faible, assurant ainsi le bon fonctionnement de la pompe.

Souvent oubliés au profit des convertisseurs abaisseurs ou élévateurs, les convertisseurs abaisseurs-élévateurs présentent un avantage technique pour les petites applications à batteries. Sur les applications mettables, la tension requise pour les rails de puissance ne dépasse pas 3 V ; par conséquent, il n'est pas nécessaire d'utiliser un convertisseur élévateur. Les rails des microcontrôleurs

et des appareils sans fil fonctionnent souvent à basse tension. Par conséquent, le choix d'un convertisseur abaisseur semble s'imposer – tant qu'on n'a pas pris en compte tous les aspects du circuit.

Lorsque le courant d'alimentation est fourni par la batterie sous la forme d'une charge en régime impulsif, la tension au niveau de la batterie est susceptible de descendre en deçà de la tension de sortie requise pendant un court laps de temps, ce qui risque de rendre la régulation de tension instable – et ce, au-delà des spécifications du fabricant. Cette chute de tension est particulièrement significative à la fin de la durée de vie de la batterie, car la valeur de résistance interne augmente au fil du temps. Comme son nom l'indique, un convertisseur abaisseur-élevateur a pour principal avantage de fournir une tension supérieure à la tension d'entrée, ce qui permet d'obtenir une tension précise et parfaitement régulée pour les profils de courants de charge en régime impulsif et les batteries à haute impédance. Il permet donc plus de souplesse dans le choix de la batterie et de l'architecture de puissance qu'un convertisseur abaisseur.

Figure 2. Gain d'efficacité et réduction du courant de la batterie grâce au TPS62730

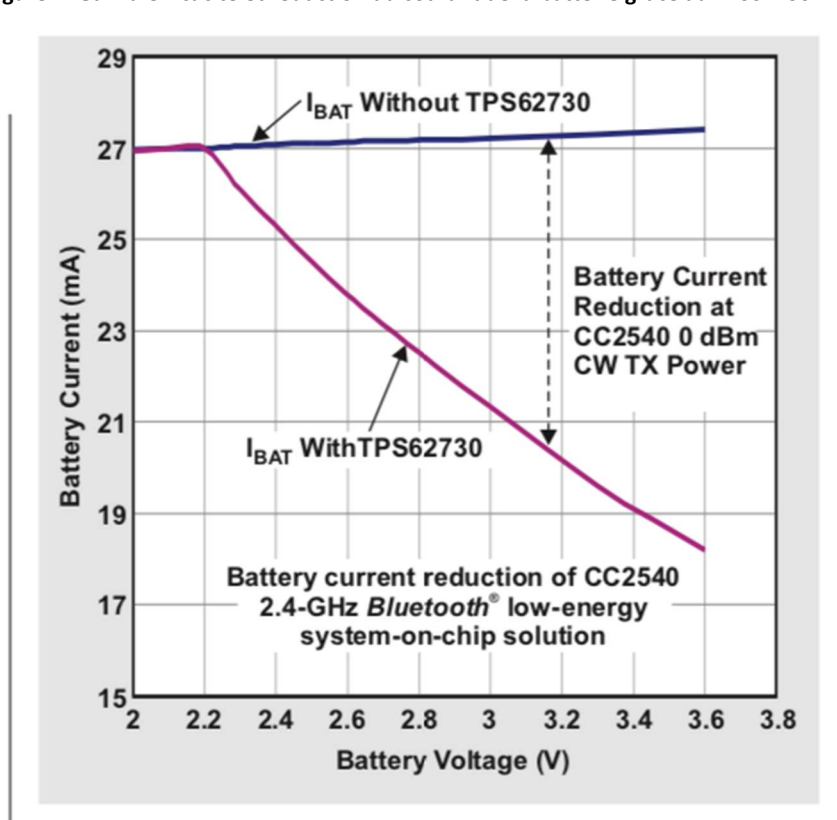
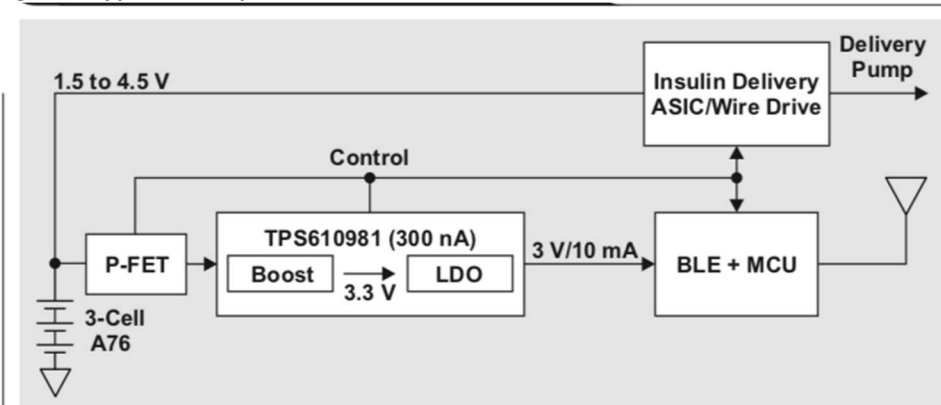


Figure 3. Application de patch d'administration d'insuline



Utiliser les régulateurs LDO pour améliorer l'efficacité des systèmes

On pense généralement que les contrôleurs ou les convertisseurs de commutation permettent de concevoir des circuits d'alimentation particulièrement performants, tandis que les régulateurs LDO (à faible chute de tension) ne sont pas efficaces. Or, les topologies LDO ont évolué. Aujourd'hui, elles sont capables d'assurer des tensions de déchet ultra faibles. Pour y parvenir, les régulateurs LDO à faible tension d'entrée et de sortie (LILO) utilisent un transistor passant métal-oxyde semiconducteur à canal N (NMOS) ainsi qu'un rail de polarisation. Dans cette topologie, la tension fournie au rail de polarisation est plus élevée et alimente la majeure partie du circuit interne du régulateur LDO, de sorte qu'il peut fonctionner avec une tension d'entrée plus faible.

La baisse de la tension de déchet entraîne un gain d'efficacité comparable à celui d'une alimentation à découpage. Sur les appareils électroniques portables, il est très courant que les capteurs soient alimentés par des régulateurs LDO, car un convertisseur de commutation génère trop de bruit. Les concepteurs ont parfois recours à des régulateurs LDO à faible courant de repos, en partant du principe que la batterie du système aura une durée de vie plus longue dans la mesure où la charge est pulsée. Or, ce n'est pas nécessairement la solution la plus efficace car, lorsque la charge est activée, l'importante quantité de puissance dissipée est susceptible de réduire considérablement l'efficacité du système.

La Figure 4 représente deux configurations d'alimentation de systèmes portatifs courantes. L'un utilise un régulateur LDO classique à faible courant de repos (I_Q), et l'autre un régulateur LDO LILO. Si l'on compare la dissipation de puissance des deux solutions, le premier régulateur affiche 2,7 mW de perte, contre 1,8 mW pour le second (voir Tableau 1). Le régulateur LDO LILO améliore l'efficacité du dispositif de 55 % à 82 %, même si le courant de repos total est plus élevé. Comme le montre le Tableau 1, le recours à des régulateurs LDO LILO dans des applications portatives est clairement avantageux si les principaux critères sont la durée de vie de la batterie et l'efficacité du système.

Utiliser des commutateurs de charge afin de prolonger encore la durée de vie de la batterie

Une fois que l'on a optimisé le circuit de puissance d'entrée du chargeur de la batterie ainsi que des convertisseurs DC/DC et régulateurs LDO sur rail, il est encore possible d'utiliser un commutateur de charge afin de réduire le courant résiduel. Un module radio peut consommer plus de 10 μ A en veille prolongée ou en hibernation. Le commutateur de charge ramènera le courant résiduel à une valeur de 10 nA seulement (voir Figure 5).

Si le produit contient plusieurs capteurs et transmetteurs sans fils, il est possible d'utiliser plusieurs commutateurs pour désactiver la charge.

Figure 4. Comparaison entre un régulateur LDO à faible courant de repos et un régulateur LDO LILO

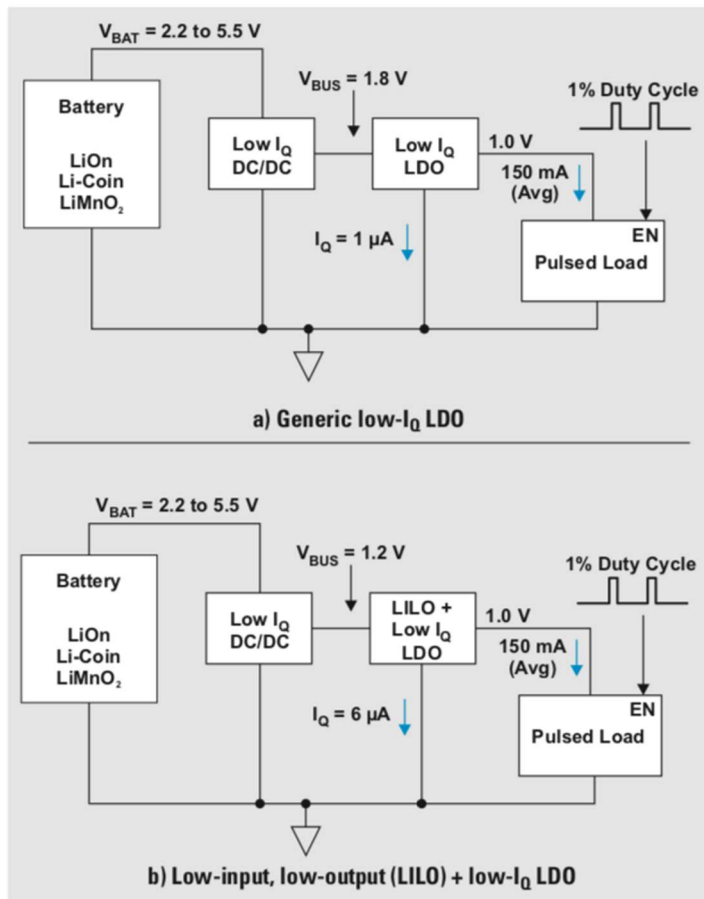


Figure 5. Réduction du courant résiduel grâce à un commutateur de charge à faible fuite

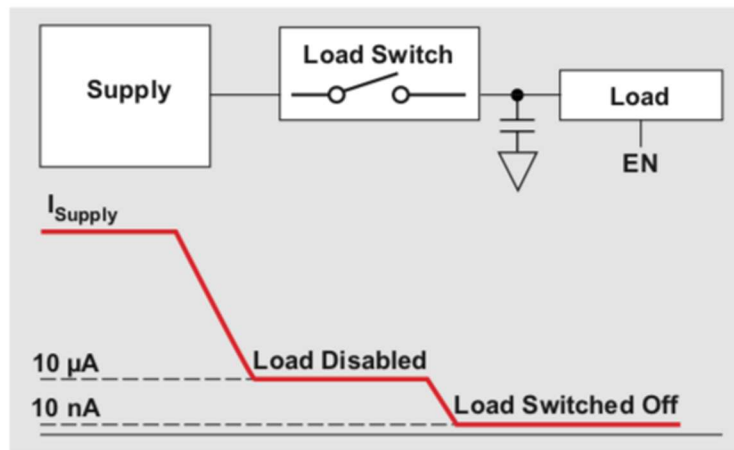


Tableau 1. Calculs d'efficacité.

System Details		Low I _Q LDO	L1LO LDO	Unit
Voltage Rails	V _{BATT}	3.6	3.6	V
	LDO V _{IN}	1.8	1.2	V
	LDO V _{OUT}	1	1	V
Duty Cycle	Duty Cycle	1	1	%
Load Current + I _Q	I _{LOAD}	0.15	0.15	A
	I _Q V _{IN}	1	1.6	μA
	I _Q Bias	0	6	μA
Power Dissipation	P _{DISS} , Load	1.5	1.5	mW
	P _{DISS} , LDO	1.2	0.3	mW
	P _{DISS} , Off	0.002	0.023	mW
	P _{DISS} , Total	2.702	1.823	mW
Efficiency	Eff, Total	55.5	82.3	%

Prenons maintenant l'exemple d'un patch transdermique sans fil (basé sur le protocole *Bluetooth®* basse consommation) doté d'une batterie lithium-ion rechargeable de 4,2 V présentant une capacité de 100 mAh. Afin que la charge dure au moins sept jours, il est possible d'alimenter seulement les capteurs des constantes vitales, et de désactiver le module radio.

Le Tableau 2 montre que, si le module radio utilise un courant de 10 μA lorsqu'il est désactivé, il permet d'économiser au moins 10 μA × 24 heures × 7 jours = 1,68 mAh sur les 100 mAh disponibles. En d'autres termes, ce seul module est responsable d'au moins 1,68 % (1,68 mAh/100 mAh) de la perte en capacité totale de la batterie. Notez qu'il existe d'autres types de pertes, notamment les spécifications de température minimale et maximale, les pertes d'efficacité au niveau des composants de puissance ou le courant de fuite des autres modules radio.

Le recours à un commutateur de charge réduira ce courant de fuite résiduel à 10 nA seulement. Le module radio, s'il est désactivé, aura une incidence négligeable (0,00168 %) sur la durée de vie de la batterie.

Conclusion

Il existe de nombreux moyens d'améliorer la durée de vie des dispositifs médicaux mettables et des timbres transdermiques. Pour y parvenir, la meilleure méthode consiste à utiliser le moins de courant possible en limitant l'activité du système lorsque c'est possible. L'architecture de puissance joue un rôle fondamental dans l'allongement de la durée de vie de la batterie.

Tableau 2. Pourcentage de perte de la capacité de la batterie avec un commutateur de courant de charge

Input Source	Capacity	Shutdown Period	Shutdown Current for Radio Module	Loss of Capacity	Loss
Li-ion battery (4.2 V)	100 mAh	7 days	10 μA	0.00168 mAh	1.68%
			10 nA	0.00000168 mAh	0.00168%

Références (en anglais) :

1. Janice Escobar, « The future of wearable biosensors and linear chargers » (L'avenir des biocapteurs mettables et des chargeurs linéaires), article de blog de la communauté TI E2E™, 4 décembre 2017.
2. Abhishek Chattopadhyay, « Current Savings in CC254x Using the TPS62730 » (Économies d'énergie sur le CC254x à l'aide du TPS62730), note d'application (SWRA365B)

Sites Internet associés :

Articles de blogs de la communauté TI E2E :

Comment les régulateurs LDO L1LO améliorent l'efficacité des systèmes

Comment un commutateur de charge peut-il améliorer la durée de vie de la batterie de votre appareil ?

Concepts de référence :

Concept de référence d'un dispositif de surveillance médical multiparamétrique sans fil porté par le patient (TIDA-01580)

Concept de référence d'une alimentation à faible charge et à faible bruit efficace pour les dispositifs mettables et l'IdO (TIDA-01566)

Informations sur les produits :

Produits *Bluetooth*® basse consommation

Régulateurs à faible tension de déchet (LDO)

Commutateurs de charge

TPS62730, TPS62743, TPS62740, TPS610981

A propos de l'auteur :

Sanjay Pithadia is a system engineer at Texas Instruments where he is responsible for developing subsystem design solutions for medical applications. Sanjay has been with TI since 2008 and has been involved in designing reference designs related to energy, smart grid, industrial motor drives and medical imaging. Sanjay brings to this role his experience in analog design, mixed signal design, industrial interfaces and power supplies.