

Autonomni izvori termalne energije

Radivoje Đurić

4/23/2020

1. Uvod

Toplotna energija prisutna je u skoro svakom okruženju, međutim velika količina te energije ostane neiskorišćena. Primeri neiskorišćenosti toplotne energije su toplota auspuha iz automobila, hladnjaka, toplota tela i geotermalnih voda. Termoelektrični uređaji koji pretvaraju toplotu u električnu energiju imaju potencijal da eksploatišu termalnu energiju. Oni mogu da poboljšaju energetske efikasnost i smanje emisiju CO₂ fosilnih gorivnih sistema kroz povratak rasipne toplote. Termoelektrični uređaji mogu da budu integrisani u autonomne sisteme radi poboljšanja sposobnosti i životnog veka samonapajanja kroz eksploataciju termalne energije iz okoline, čak se bežični senzori i mobilni uređaji mogu napajati pomoću temperature ljudskog tela.

Ovo poglavlje počinje kratkim uvodom o termoelektričnim efektima i principima termoelektričnih uređaja, praćenim diskusijom o ključnim faktorima i izazovima koji su važni za dizajn i proizvodnju termoelektričnih uređaja za eksploataciju energije. Svrha ovoga je pružanje osnovnih principa pri dizajnu termoelektričnih generatora, koji olakšavaju realne procene koliko električne energije može da se proizvede i prostor koji je potreban za to. Razumevanje jedinstvenih karakteristika, kao i mana, termoelektričnih generatora ključno je za uspešnu eksploataciju energije. Prikazane su brojne potencijalne aplikacije i biće diskutovano o njihovim budućim istraživanjima. Kasnije će biti govora o karakteristikama bežične mreže tela (wireless body area network - WBAN) i izazovima povezanim s njom. Na osnovu toga je dizajniran sistem eksploatacije termalne energije za prikupljanje energije iz ljudske toplote i implementiran za napajanje senzornih čvorova korišćenih za detektovanje pada pacijenta ili starije osobe. Kada se detektuje pad, upozoravajući signal se šalje bežičnim putem u cilju pružanja medicinske pomoći.

2. Principi termoelektričnih uređaja

Termoelektrični fenomen opisuje interakciju i konverziju između toplote i elektriciteta u materiji, koji se može sažeti u tri termoelektrična efekta. Bazirani na tim efektima, termoelektrični uređaji su razvijeni za stvaranje energije, hlađenje i očitavanje temperature. Ovaj deo daje kratak pregled o principima rada i relevantnim teorijama za dizajn i procenu termoelektričnih uređaja [1].

2.1. Termoelektrični efekti

Osnovu termoelektrike predstavljaju tri termoelektrična efekta. Termoelektrični efekti su: Sibekov efekat, Peltierov efekat i Tomsonov efekat. Kelvinova veza povezuje sva tri efekta.

2.1.1. Sibekov efekat

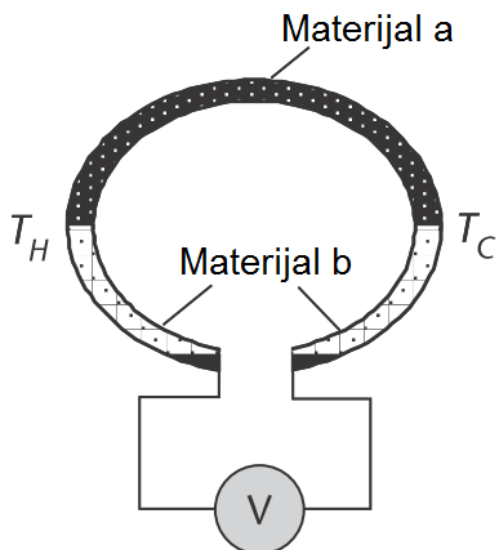
Sibekov efekat opisuje fenomen koji proizvodi napon po temperaturnom gradijentu. Slika 2.1 prikazuje kolo koje se sastoji od dva različita metala ili poluprovodnika spojena zajedno. Primenom temperaturne razlike na dva spoja, u kolu će biti generisan napon V ,

$$V = \alpha_{ab} \Delta T \quad (2.1)$$

gde je $\Delta T = (T_H - T_C)$ temperaturna razlika između dva spoja, a α_{ab} je Sibekov koeficijent. Za većinu metala, ili legura metala, α_{ab} ostaje približno konstantno u određenom temperaturnom opsegu, koji se može odrediti na sledeći način:

$$\alpha_{ab} \cong \frac{V}{\Delta T} (\text{kada } \Delta T \rightarrow 0), \quad (2.2)$$

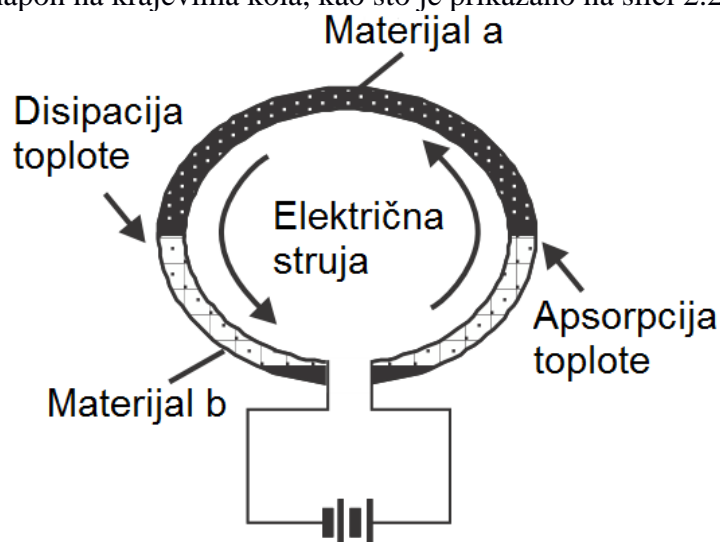
gde je α_{ab} relativna veličina koja je povezana sa svojstvima materijala a i b. Zbog toga se i zove relativan Sibekov koeficijent. Jedinica za α_{ab} je $V \cdot K^{-1}$ i njegova vrednost može biti pozitivna ili negativna u zavisnosti od provodnog naelektrisanja. Sibekov koeficijent u metalima i legurama metala je uobičajeno veoma mali, u opsegu od nekoliko desetina $\mu V \cdot K^{-1}$. Mnogo je veći u poluprovodnicima, gde može ići do $1000 \mu V \cdot K^{-1}$. Termoelektrični uređaj koji radi u Sibekovom režimu konvertuje toplotu u elektricitet i on je generator [1].



Slika 2.1. Sibekov efekat.

2.1.2. Peltierov efekat

Umesto da se primeni temperaturna razlika preko spojeva kao što je prikazano na slici 2.1, možemo primeniti napon na krajevima kola, kao što je prikazano na slici 2.2.



Slika 2.2. Peltierov efekat.

Električna struja koja teče u kolu rezultuje apsorpcijom toplote na jednom spoju i disipaciji toplote na drugom zbog termalnog prenosa elektrona koji se kreću. Zbog toga će jedan spoj biti hladan, a drugi vruć. Štaviše, ako električna struja promeni smer, apsorpcija toplote i disipacija toplote kod ova dva spoja će se okrenuti. Količina toplote uklonjena u jedinici vremena od jednog do drugog spoja data je jednačinom:

$$Q = \pi_{ab} * I \quad (2.3)$$

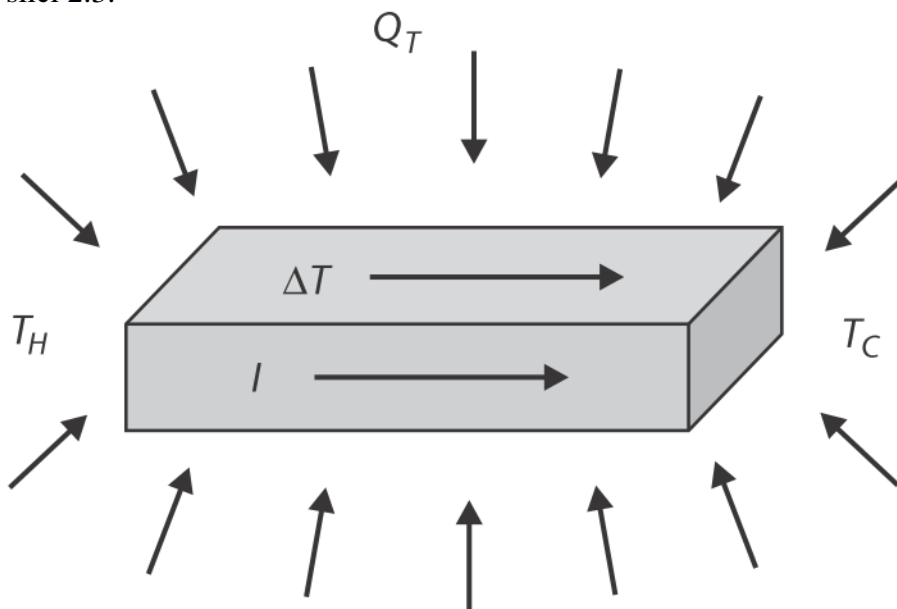
gde je I električna struja u kolu, a π_{ab} je Peltierov koeficijent, koji je dat sa:

$$\pi_{ab} = \frac{Q}{I} \text{ (kada je } \Delta T = 0 \text{)} \quad (2.4)$$

Potrebno je napomenuti da kada koristimo (2.4) da odredimo Peltierov koeficijent, kvantitet Q mora biti meren pod izoternim uslovima (oba spoja su na istim temperaturama). Slično, Peltierov koeficijent je relativna vrednost. Jedinica za Peltierov koeficijent je $W * I^{-1}$, što je ekvivalentno voltima. Termoelektrični uređaj koji radi u Peltierovom režimu pumpa toplotu od jednog spoja do drugog i radi kao rashlađivač.[1]

2.1.3. Tomsonov efekat

Sibekov i Peltierov efekat mogu samo da se posmatraju u sistemu koji se sastoji od bar dva različita materijala. Međutim, apsorpcija ili disipacija toplote preko jednog materijala može da se javi kada je materijal podvrgnut temperaturnoj razlici i električnoj struji istovremeno, kao što je prikazano na slici 2.3.



Slika 2.3. Tomsonov efekat.

Totalna apsorpcija, odnosno disipacija toplote data je sledećom jednačinom:

$$Q_r = \beta I \Delta T \quad (1.5)$$

gde je β Tomsonov koeficijent. Jedinica za Tomsonov koeficijent je $W * I^{-1} * K^{-1}$, što je ekvivalentno sa $V * K^{-1}$. Još uvek nijedan termoelektrični uređaj nije napravljen da radi u Tomsonovom režimu. Međutim, ovaj efekat postoji u svim termoelektričnim uređajima za

konverziju toplote i njegov uticaj može da bude značajan kada je temperaturna razlika kroz uređaj velika.

2.1.4. Kelvinove veze

Tri termoelektrična koeficijenta nisu nezavisna jedan od drugog, već su povezana Kelvinovim vezama:

$$\pi_{ab} = \alpha_{ab}T \quad (2.6)$$

$$\frac{d\alpha_{ab}}{dT} = \frac{\beta_a - \beta_b}{T} \quad (2.7)$$

Jednačina (2.6) opisuje vezu između Sibekovog i Peltierovog efekta. Ona ukazuje da materijali koji su odgovarajući za termoelektrično stvaranje struje, odgovaraju i za termoelektrično rashlađivanje. Oni su u stvari, suprotni efekti. Dodatno, (2.6) pruža jednostavan način za određivanje Peltierovog koeficijenta. Direktno određivanje Peltierovog koeficijenta zahteva precizno merenje disipacije i apsorpcije toplote kod spojeva, što je mnogo teže nego merenje napona i temperature što je potrebno za Sibekova merenja.

Jednačina (2.7) opisuje vezu između Sibekovog i Tomsonovog efekta. Ova veza omogućava da definišemo Sibekov koeficijent od jednog materijala ($\alpha = \int (B/T) dT$) - apsolutni Sibekov koeficijent. Štaviše, može biti pokazano da je Sibekov koeficijent spoja između dva materijala a i b isti kao i razlika između dva apsolutna koeficijenta ($\alpha_{ab} = \alpha_a - \alpha_b$). Eksperimentalni podaci pokazuju da olovo poseduje veoma mali Sibekov koeficijent i često je korišćeno kao „nula“ referenca.

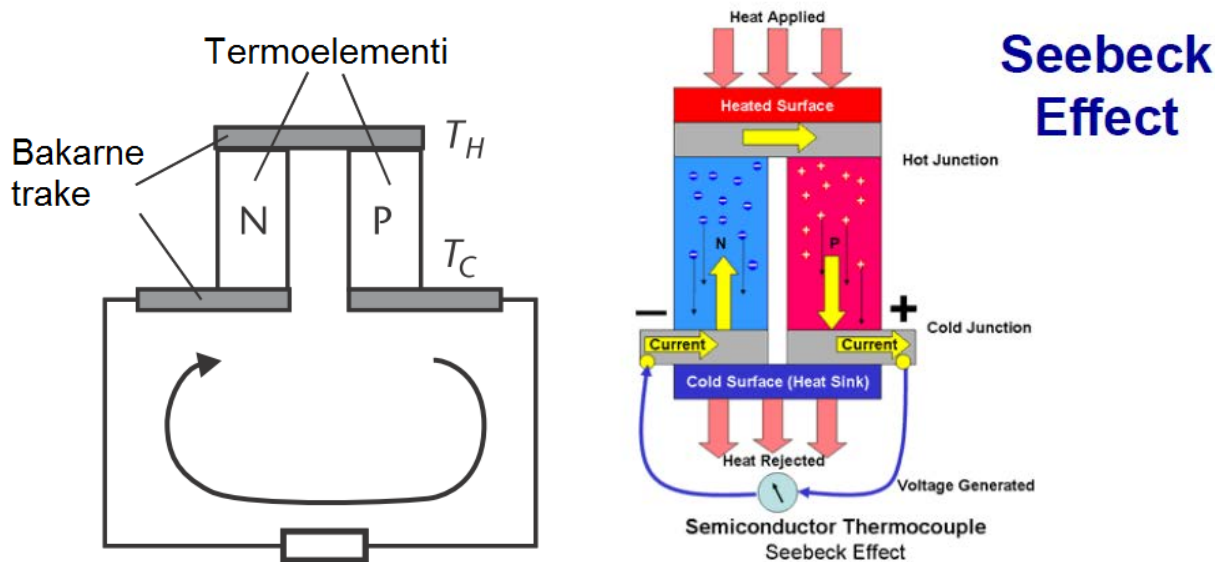
Još jedna važna implikacija Kelvinove veze je ta što sva tri termoelektrična efekta postoje istovremeno u bilo kom termoelektričnom uređaju, kada rade sa električnom strujom i razlikom temperature, nebitno da li je u generatorskom ili režimu rashlađivanja.

2.2. Termoelektrični uređaji

Termoelektrični uređaji mogu da konvertuju toplotu u elektricitet kada rade u Sibekovom režimu ili pumpaju toplotu iz jednog spoja do drugog, kada rade u Peltierovom režimu. Oba režima mogu se naći u mnogim aplikacijama sa jedinstvenim karakteristikama. Međutim, u ovom poglavlju se govori o termoelektričkim uređajima za eksploataciju energije i zbog toga se diskusija fokusira na strukture, teoriju i performanse parametara termoelektričkih generatora.

2.2.1. Osnovna struktura

Moderni termoelektrični konvertori se proizvode koristeći poluprovodnike koji nude veću efikasnost konverzije i veću izlaznu snagu od metalnih legura. Pošto su poluprovodnici uglavnom neelastične kristalne materije, implementacija spoja termoelementa bazirana na slici 2.1 je veoma teška. Odgovarajuća struktura termoelementa za poluprovodnike je prikazana na slici 2.4. Sastoji se od n-tipa i p-tipa poluprovodničkih termoelemenata povezanih serijskih sa provodnom trakom (uobičajeno bakar ili aluminijum). Otpornik R_L je takođe prikazan na slici 2.4, ali nije deo strukture termoelementa. Struktura prikazana na slici 2.4 je osnovni gradivni blok za skoro sve moderne termoelektrične generatore i rashladjivače. Praktični termoelektrični uređaj je generalno matrica konstruisana ponavljajući ove osnovne blokove.

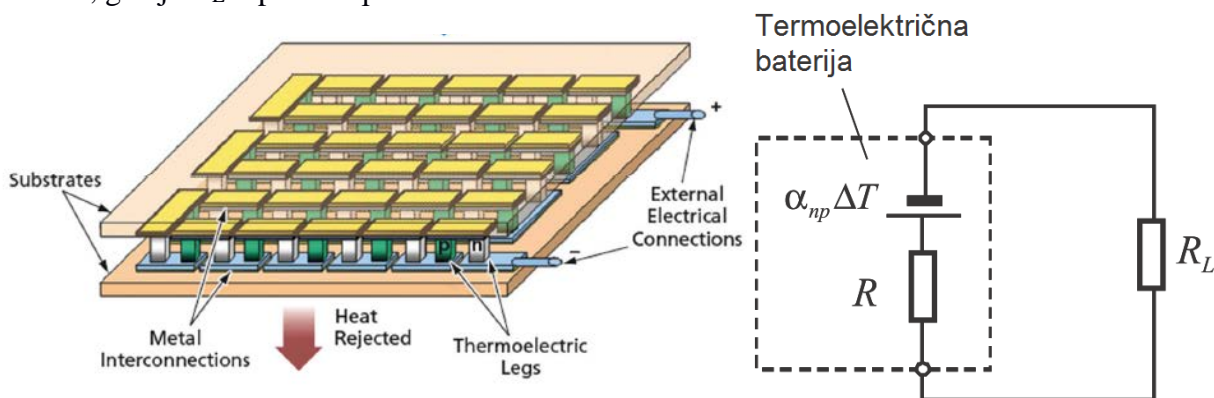


Slika 2.4. Osnovni gradivni blok termoelektričnog uređaja.

Snaga izlaza i efikasnost konverzije su dva ključna parametra za procenu performansi termoelektričnog generatora. Baziran na osnovnom gradivnom bloku prikazanom na slici 2.4, razvijen je teorijski model termoelektričnog generatora koji pruža osnovni okvir za ispitivanje performansi i karakteristika termoelektričnih generatora. U ovom uprošćenom modelu, uticaj metalnih traka na performanse generatora je zanemaren zbog činjenice da je termalni i električni otpor metalnih traka obično mnogo manji od otpora poluprovodničkih termoelemenata.

2.2.2. Izlazna snaga

Termoelektrični generator može da se posmatra kao termalna baterija. Elektromotorna sila na ovoj termalnoj bateriji je Seebekov napon $V_0 = \alpha_{np} \Delta T$ (ovde indeksi n i p predstavljaju n-tip i p-tip termoelemenata koji formiraju termoelektrični spoj). Unutrašnja otpornost je totalna serijska otpornost n i p tipa termoelementa, dok je ekvivalentno električno kolo sa slike 2.4 prikazano na slici 2.5, gde je R_L otpornost potrošača.



Slika 2.5. Ekvivalentno električno kolo termoelektrične baterije.

Sa slike 2.5 se vidi da je napon na potrošaču

$$V = \alpha_{np} \frac{R_L}{R+R_L}, \quad (2.8)$$

dok je struja potrošača

$$I = \frac{\alpha_{np}\Delta T}{R+R_L} \quad (2.9)$$

Električna snaga koja se predaje potrošaču je

$$P = \frac{s}{(1+s)^2} \frac{(\alpha_{np}\Delta T)^2}{R} \quad (2.10)$$

gde je $s = R_L/R$ odnos otpornosti potrošača i unutrašnje otpornosti uređaja.

Izlazna snaga zavisi od odnosa s , a maksimalna izlazna snaga se dobija kada je $R_L = R$,

$$P_{max} = \frac{(\alpha_{np}\Delta T)^2}{4R} \quad (2.11)$$

Za date α_{np} i R vrednosti, maksimalna izlazna snaga termoelektričnog generatora povećava se parabolično sa povećanjem temperaturne razlike. U praksi, $P_{max} - \Delta T$ grafik malo odstupa od paraboličnog odnosa, zato što se α_{np} i R menjaju sa promenom temperature. Maksimalna snaga izlaza za datu temperaturnu razliku može se odrediti eksperimentalno-merenjem izlazne snage kao funkciju otpornosti korišćenjem promenljivog potrošača, ili alternativno, merenjem napona pri otvorenim i kratkospojenim priključcima kola.

2.2.3. Efikasnost konverzije

Efikasnost konverzije termoelektričnog generatora je definisana kao:

$$\varphi = \frac{\text{snaga koja se predaje potrošaču}(P)}{\text{apsorbovana toplota na vrućem spoju}(Q_h)} \quad (2.12)$$

Snaga predata potrošaču je data jednačinom (2.10), a apsorpcija toplote na vrućem spoju može se odrediti razmatrajući toplotni balans na vrućem spoju Peltierove toplote, Džulove toplote i toplotne provodnosti:

$$Q_h = \alpha_{np}T_H I - \frac{1}{2}I^2R + K(T_H - T_C) \quad (2.13)$$

gde je K totalna termalna provodnost i n i p tipa termoelemenata. Efikasnost konverzije termoelektričnog generatora se može izraziti kao:

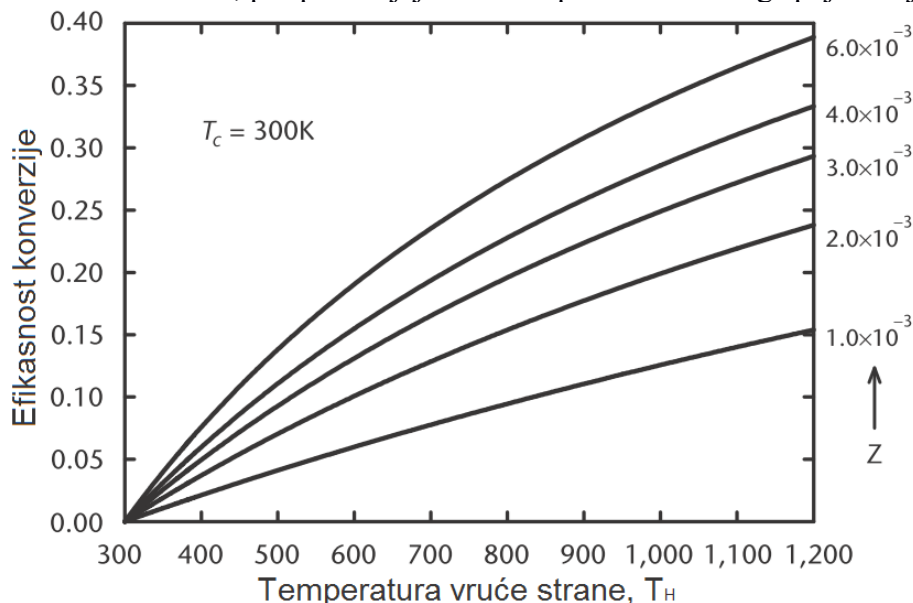
$$\varphi = \left(\frac{T_H - T_C}{T_H} \right) \left[\frac{s}{(1+s) - \frac{(T_H - T_C)}{2T_H} + \frac{(1+s)^2}{ZT_H}} \right] \quad (2.14)$$

gde se $Z = \alpha_{np}^2/(R \cdot K)$ naziva termoelektrični faktor dobrote, koji je mera pogodnosti materijala za termoelektrične aplikacije. Efikasnost konverzije je takođe zavisna od odnosa s , a maksimalna efikasnost konverzije može se dobiti kada je s odnos optimizovan pri $s = \sqrt{1 + ZT}$,

$$\varphi = \left(\frac{T_H - T_C}{T_C} \right) \frac{\sqrt{1 + ZT} - 1}{\sqrt{1 + ZT} + \frac{T_C}{T_H}} \quad (2.15)$$

gde je $T = (T_H + T_C)/2$ srednja temperatura termoelemenata. Može se videti iz (2.15) da je efikasnost konverzije termoelektričnog generatora, Karnoova efikasnost $(T_H - T_C)/T_H$, smanjena za faktor koji zavisi od termoelektričnog faktora dobrote. Slika 1.6 prikazuje maksimum

efikasnosti konverzije u funkciji zavisnosti od temperature vrućeg spoja za različite termoelektrične faktore dobrote, pretpostavljajući da temperatura hladnog spoja ostaje na 300K.



Slika 2.6. Efikasnost konverzije u zavisnosti od temperature vrućeg spoja za opseg Z vrednosti.

Do današnjeg dana, svi ustanovljeni termoelektrični materijali imaju termoelektrični faktor dobrote u opsegu od 2 do $3 \cdot 10^{-3} K^{-1}$. Ovo ukazuje da je efikasnost konverzije približno 5% za razliku temperature od oko 100K. Vrednost se povećava do 20% ako je temperaturna razlika oko 800K.

3. Uticaj materijala, spojeva i geometrije

Teorija koja je navedena u prethodnom odeljku biće proširena, kako bi se pružio uvid u smernice za dizajn i optimizaciju termoelektričnih uređaja, koji zadovoljavaju određene zahteve, naročito aplikacija za eksploataciju energije. Glavni problemi dizajna su izbor odgovarajućih materijala, formiranje visoko kvalitetnih električnih i termalnih kontakata i optimizacija geometrije uređaja.

3.1. Izbor termoelektričnih materijala

Za date radne temperature (T_H i T_C), efikasnost konverzije termoelektričnog uređaja je zavisna od termoelektričnog faktora dobrote,

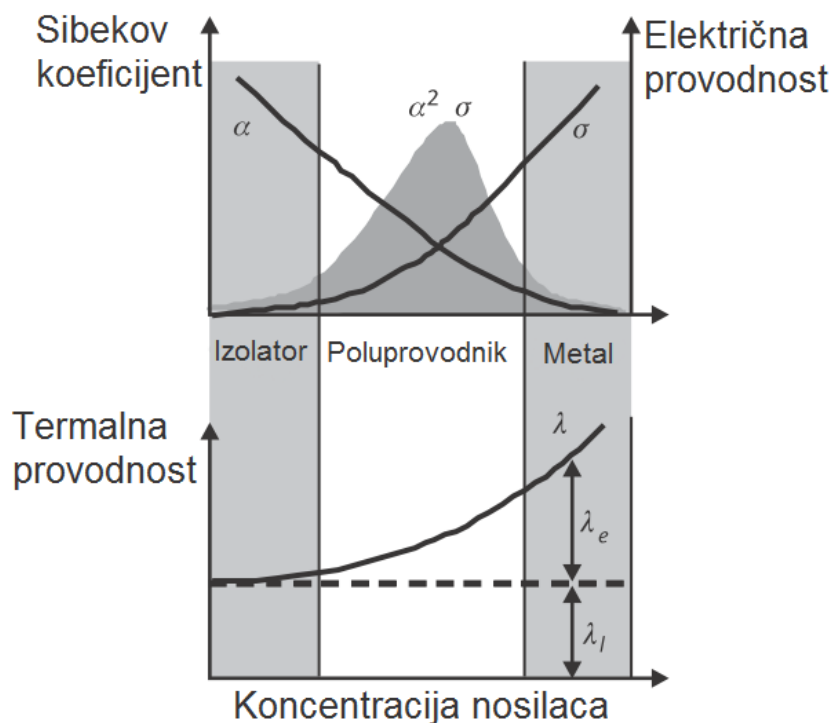
$$Z = \frac{\alpha_{np}^2}{R \cdot K} \quad (3.1)$$

gde su α_{np} , R i K su parametri uređaja koji se sastoje od svojstava materijala, svojstava interfejsa i uticaja geometrije. Pretpostavljajući (ovo može da se postigne koristeći iste poluprovodnike sa suprotnim dopiranjem) da n i p tip termoelemenata imaju istu električnu otpornost $\rho_n = \rho_p = \rho$, istu termalnu provodnost $\lambda_n = \lambda_p = \lambda$, suprotne Seebeckove koeficijente $\alpha_n = -\alpha_p = \alpha$ i identični odnos

dužine poprečnih preseka $l_n/A_n = l_p/A_p = l/A$, termoelektrični faktor dobrote uređaja datog u (3.1) može biti uprošćen do izraza za jedan materijal,

$$Z = \frac{\alpha^2 \sigma}{\lambda} \quad (3.2)$$

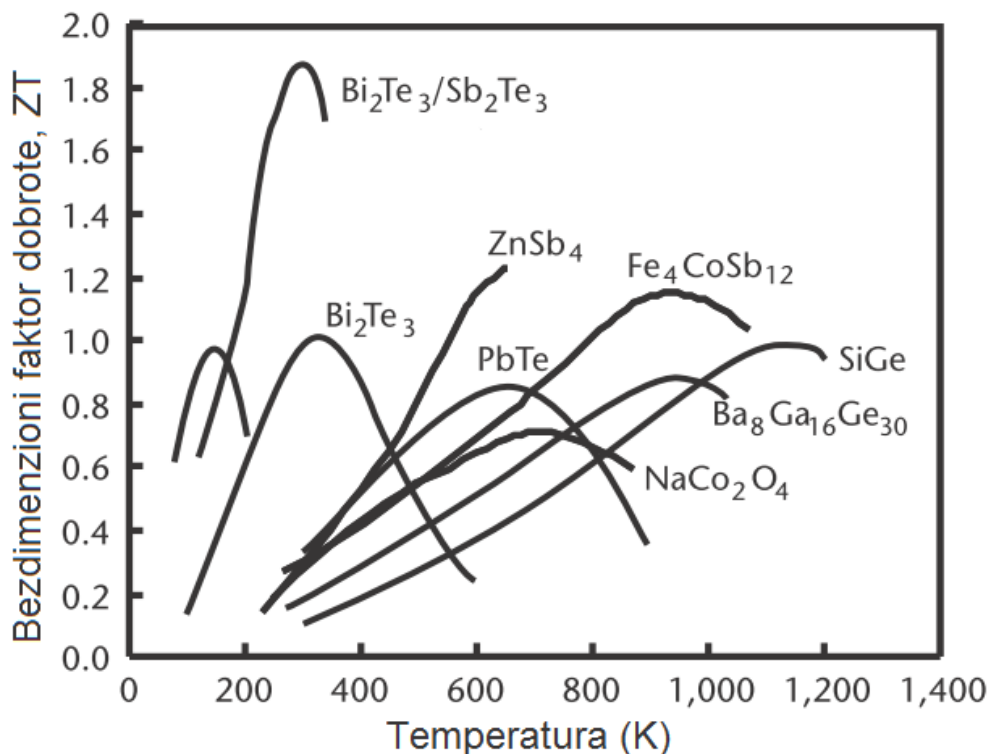
gde je $\sigma = 1/\rho$ električna provodnost. Jedinica za Z je K^{-1} . Treba napomenuti da (3.2) uključuje osnovna svojstva samo jednog materijala. Da bismo dobili veliki faktor dobrote za termoelektrični uređaj (3.1), neophodno je da nađemo dva materijala koji imaju veliki faktor dobrote (3.2) ali suprotne Seebeckove koeficijente. Jednačina (3.1) je važan kriterijum za izbor odgovarajućeg materijala za termoelektrične aplikacije: dobar termoelektrični materijal treba da poseduje veliki Seebeckov koeficijent da bi proizveo veliki napon, velika električna provodnost minimizuje Džulove gubitke, a mala termička provodnost da održi toplotu na vrućem spoju. Slika 3.1 prikazuje šematski Seebeckov koeficijent α , električnu provodnost σ i povećanje u λ . Dobijanje maksimalnog Z zahteva kompromis između tri parametra, a optimizacija je postignuta kada je vrednost koncentracije nosioca u opsegu od 10^{23} do 10^{26} m^{-3} , što odgovara klasi materijala visoko dopiranih poluprovodnika. Tipično, optimalne vrednosti za Seebeckov koeficijent, električnu otpornost i termalnu provodnost su u opsegu od $150\sim 230 \mu\text{V}\cdot\text{K}^{-1}$, $1\sim 3 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$, respektivno.



Slika 3.1. Šematska zavisnost Seebeckovog koeficijenta, električne provodnosti i termalne provodnosti u zavisnosti od koncentracije nosilaca.

Termoelektrični faktor dobrote varira sa temperaturom. Pošto je jedinica za Z K^{-1} , bezdimenzioni faktor dobrote ZT može da se definiše tako da igra istu ulogu kao i Z . Slika 3.2

prikazuje bezdimenzioni faktor dobrote kao funkciju apsolutne temperature T za razne termoelektrične materijale. Maksimalna vrednost ZT je za leguru Bizmut-Telurida (Bi_2Te_3) i ona ima maksimum oko 350K, što je čini pogodnom za standardne aplikacije. Maksimalna vrednost ZT za PbTe i SiGe se dobijaju za $\sim 650\text{K}$ i $\sim 1000\text{K}$ respektivno. One su pogodne za aplikacije na srednjim i visokim temperaturama.

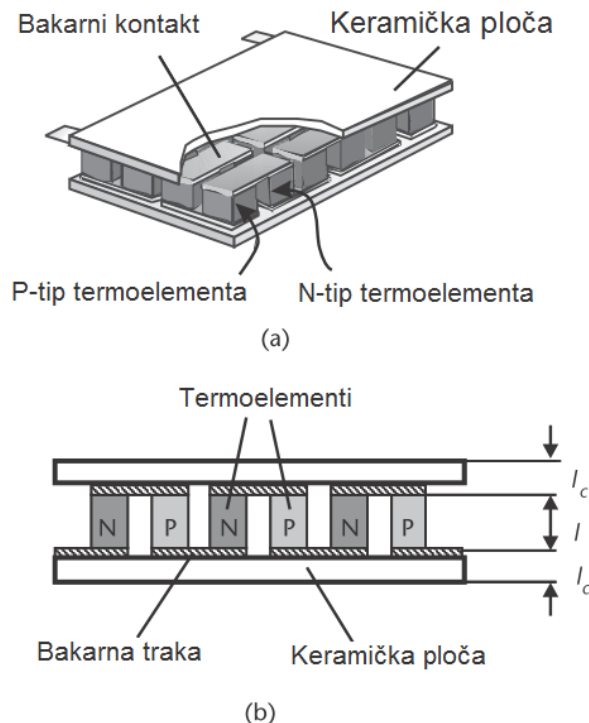


Slika 3.2. Bezdimenzioni termoelektrični faktor dobrote za različite termoelektrične materijale.

ZT je glavni faktor koji ograničava efikasnost konverzije termoelektričnih uređaja i ključni izazov u termoelektričnom istraživanju je potraga za materijalima koji imaju visok ZT . Uspeh u tome će dovesti do proboja u termoelektričnoj tehnologiji, koja može da ima značajan uticaj na proizvodnju energije i hlađenje. Sa unapređenim shvatanjem termalnog i električnog prenosa u prethodnih 50 godina, razvijen je veliki broj strategija i pristupa u pokušaju da se poveća termoelektrični faktor dobrote. U novijim istraživanjima sa nanostrukturama dobijena je vrednost ZT veća od 2.

3.2. Termalni i električni kontakti

Iako je teorija o termoelektričnim uređajima opisana u odeljku 2.2. adekvatna za analizu veliko dimenzionih termoelektričnih uređaja, ona postaje netačna za malodimenzione uređaje, zato što zanemaruje termalne i električne efekte kontakata. U današnje vreme, mnogi moderni termoelektrični sistemi su obično konstruisani korišćenjem serijskih termoelektričnih modula čija je struktura prikazana na slici 3.3.



Slika 3.3. Termoelektrični modul. a) Šematski dijagram termoelektričnog modula. b) Poprečni presek termoelektričnog modula koji se sastoji od n i p tipa termoelemenata povezanih električno serijski, ali termalno u paraleli i ugnježenih između dve keramičke ploče.

Modul se sastoji od različitog broja osnovnih gradivnih blokova (slika 2.4) električno povezanih serijski, ali termalno u paraleli i ugnježenih između dve keramičke ploče. U takvoj strukturi, uticaj termalnog i električnog kontakta se više ne može zanemarivati. Da bismo pružili realne procene, razvijen je poboljšani model uređaja baziran na strukturi modula prikazanih na slici 3.3, uzimajući u obzir otpornost termalnih i električnih kontakata. Može se pokazati da kada modul radi sa uparenim opterećenjem, izlazni napon V i struja I su dati sa:

$$V = \frac{N\alpha(T_H - T_C)}{1 + 2rl_c/l} \quad (3.3)$$

$$I = \frac{A\alpha(T_H - T_C)}{2\rho(n+l)(1 + 2rl_c/l)} \quad (3.4)$$

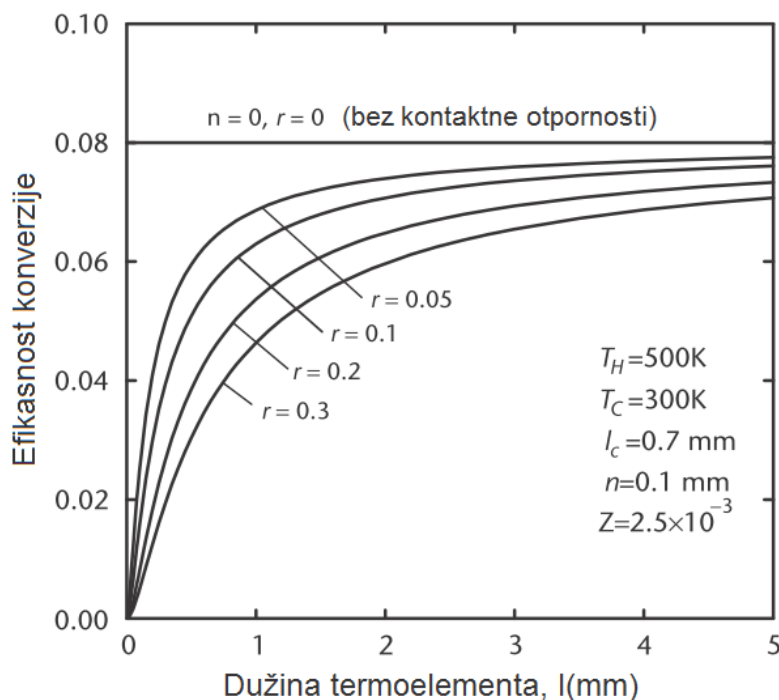
gde je N broj termoelemenata u modulu, A i l su poprečni presek i dužina termoelementa, respektivno, a l_c je debljina kontaktnog spoja. Parametri $n = 2\rho_c/\rho$ i $r = \lambda/\lambda_c$ (ρ_c je otpornost električnog kontakta, a λ_c provodnost termalnog kontakta) se odnose na električne i termalne parametre kontakata, a njihove vrednosti mogu biti eksperimentalno određene. Za komercijalne serijski proizvedene termoelektrične module, tipične vrednosti za n i r su $\sim 0.1\text{mm}$ i $\sim 0.2\text{mm}$, respektivno.

Maksimalna izlazna snaga P_{\max} i efikasnost konverzije φ termoelektričnog modula, kada radi sa prilagođenim potrošačem, je:

$$P_{\max} = \frac{\alpha^2 AN (T_H - T_C)^2}{2\rho(n+l)(1+2rl_c/l)^2} \quad (3.5)$$

$$\phi = \frac{\frac{T_H - T_C}{T_H}}{\left(1 + \frac{2rl_c}{l}\right)^2 \left[2 - \frac{1}{2} \left(\frac{T_H - T_C}{T_H}\right) + \frac{4}{ZT_H} \frac{l+n}{l+2rl_c}\right]} \quad (3.6)$$

Uticaj otpornosti termalnih kontakata na efikasnost konverzije termoelektričnog modula prikazan je na slici 3.4.



Slika 3.4. Efekat termalne kontaktne otpornosti u odnosu na efikasnost konverzije termoelektričnog modula.

Bazirano na najnovijoj Bi_2Te_3 tehnologiji, otpornost termalnog kontakta od $r = 0.2$ ima minimalan uticaj na efikasnost konverzije modula koji imaju duge termoelemente ($>3\text{mm}$). Međutim, značajno smanjenje u efikasnosti konverzije javlja se kod modula sa kratkim termoelementima $<1\text{mm}$. Da bi se povećala efikasnost uređaja neophodno je da se smanji uticaj otpornosti kontakata. Ovo je naročito važno za integrisane mikrouređaje, čiji su termoelementi veoma kratki. Otpornost električnog kontakta ima sličan efekat na efikasnost konverzije termoelektričnog modula.

3.3. Optimizacija geometrije

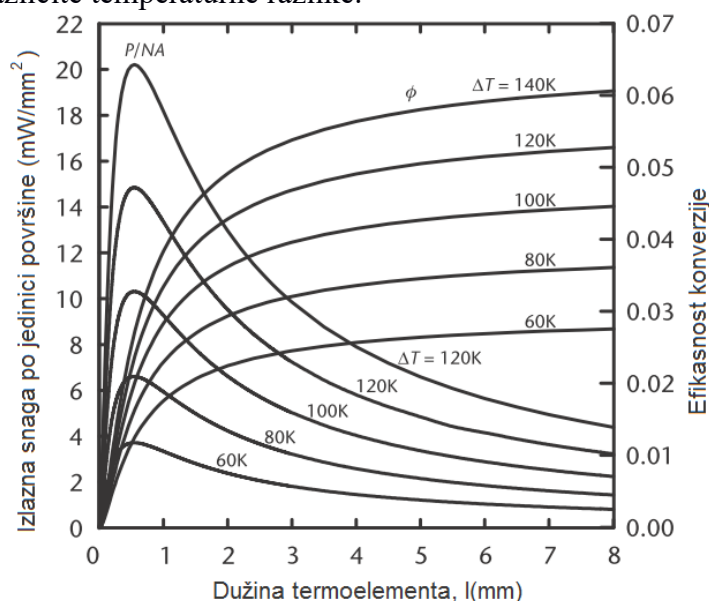
Parametri prikazani u (3.3) i (3.4) mogu biti klasifikovani u tri grupe:

- Specifikacije: radne temperature T_H , T_C , izlazni napon V , izlazna struja I i korisna izlazna snaga P ;
- Parametri materijala: termoelektrična svojstva α , σ , λ i kontaktne parametri n i r ;

- Parametri dizajna: dužina termoelementa l , poprečni presek A i broj termoelementa N .

Parametri materijala su ograničeni trenutnom tehnologijom proizvodnje materijala i uređaja. Stoga, dizajn termoelektričnog modula uključuje određivanje seta parametara dizajna da bi se ispunile tražene specifikacije pri minimalnoj ceni. Broj termoelementa N može se odrediti korišćenjem (3.3), dok se poprečni presek A može dobiti iz (3.4). Određivanje N i A je uglavnom prosto izračunavanje, ali određivanje dužine termoelementa uključuje optimizaciju između dva konfliktna zahteva.

Postojanje termalnih i električnih otpornosti kontakata rezultuje efikasnošću konverzije i menja se sa dužinom termoelementa. Zavisnost dužine od izlazne snage date jednačinom (2.11) se takođe modifikuje, što dovodi do poave maksimalne vrednosti. Slika 3.5 prikazuje snagu po površini p ($=P/AN$) i efikasnost konverzije termoelektričnog modula u odnosu na dužinu termoelementa za različite temperaturne razlike.



Slika 3.5. Snaga po jedinici površine i efikasnost konverzije termoelektričnog modula u zavisnosti od dužine termoelementa za različite temperaturne razlike.

Da bi se dobila veća efikasnost konverzije potreban je dug termoelement, dok je relativno kratak termoelement potreban za veliku izlaznu snagu. Stoga je odabir dužine termoelementa neizbežan kompromis između efikasnosti konverzije i izlazne snage. Konačna mera dužine treba da učini da dizajn postigne maksimalne performanse pri minimalnoj ceni. U praksi se cena po kilovat satu ($\$/kWh$) generalno koristi kao merilo za merenje ekonomske održivosti energetskog sistema. Korišćenjem (3.5) i (3.6), cena po kilovat satu, C , električne energije proizvedene termoelektričnim modulom može se proceniti korišćenjem jednakosti:

$$C = \frac{C_f}{\phi} + \frac{c_m}{P\Delta t}, \quad (3.7)$$

gde je c_f cena po kilovat satu ($\$/kWh$) ulazne termalne energije, c_m je cena proizvodnje termoelektričnog modula, Δt je period rada, a P i Φ su izlazna snaga i efikasnost konverzije termoelektričnog modula, respektivno. Ako je izvor toplote skup, dizajn termoelektričnog modula treba da bude vođen visokom efikasnošću konverzije. Sa druge strane, dizajn modula treba da cilja

ka maksimalnoj izlaznoj snazi, ako je izvor toplote jeftin ili u suštini besplatan, kao što je slučaj sa protraćenom toplotom ili eksploatacijom energije.

3.4. Toplotni razmenjivači

U cilju uspostavljanja temperaturne razlike preko termoelektričnog uređaja, potrebni su toplotni razmenjivači za ekstrakciju toplote iz toplotnog izvora, a potom za disipaciju u okolinu. I izlazna snaga i efikasnost konverzije termoelektričnog uređaja značajno se povećavaju sa povećanjem temperaturne razlike. Efikasni toplotni razmenjivači su bitni da bi obezbedili maksimalnu temperaturnu razliku ustanovljenu preko termoelektričnog uređaja. Pretpostavljajući da su slični toplotni razmenjivači uposleni i za vruću i za hladnu stranu modula, odnos pada temperature na modulu ΔT_{TE} i na toplotnim razmenjivačima ΔT_{HE} može se izraziti kao:

$$\frac{\Delta T_{TE}}{\Delta T_{HE}} = \frac{K_{HE}}{2K(1 + ZT_M)} \quad (3.8)$$

gde je K_{HE} koeficijent toplotnog prenosa toplotnog razmenjivača, a T_M je parametar povezan sa T_H i T_C . Jasno je da dizajn toplotnog razmenjivača treba da cilja ka dostizanju maksimalnog K_{HE} . U polju transfera toplote, efektivnost toplotnih razmenjivača se uobičajeno meri po recipročnoj vrednosti: termalna otpornost ($R=1/K_{HE}$ čija jedinica je K/W). Tabela 3.1 prikazuje termalnu otpornost različitih tipova toplotnih razmenjivača.

U praksi se takođe moraju uzeti u obzir veličina, cena i dostupnost izmenjivača toplote. Pored toga, ponekad je neophodan dizajn termoelektričnih uređaja koji bi odgovarali efikasnosti izmenjivača toplote, posebno u slučaju sakupljanja energije na bazi malih temperaturnih razlika ili modula sa kratkim termoelementima. U takvim aplikacijama ΔT_{HE} može biti i dalje velik, čak i kada su dostupni izmenjivači toplote dostigli svoj radni limit. Alternativa je dizajniranje modula sa relativno velikim faktorom $(1 + ZTM) K$.

Tabela 3.1. Termalna otpornost različitih toplotnih razmenjivača

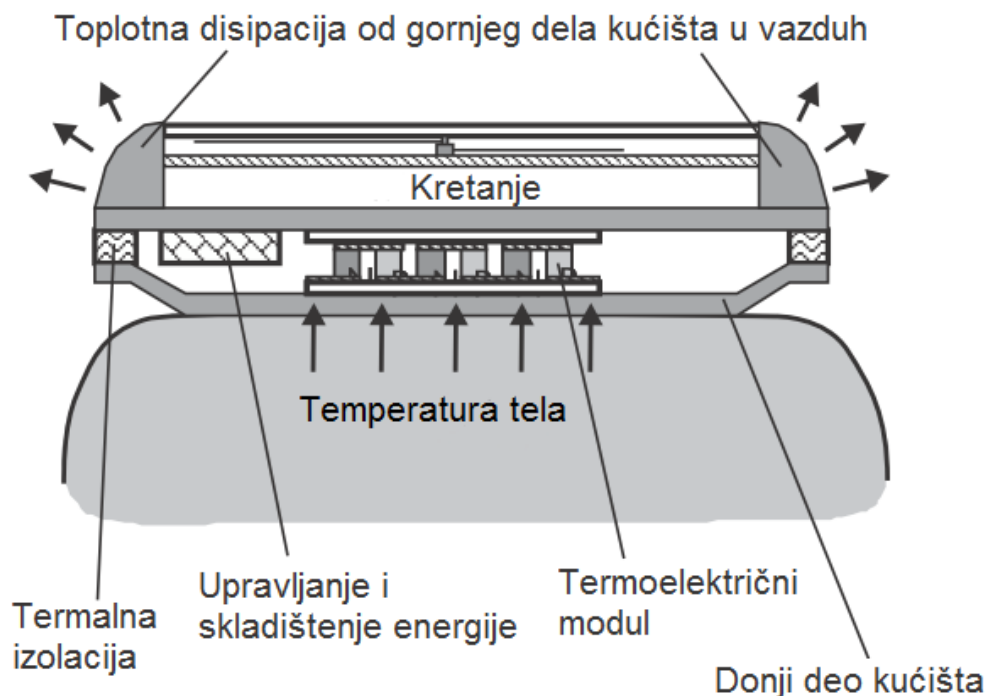
Tip toplotnog razmenjivača	Termalna otpornost (W/K)
Prirodno hladjenje	2.0 ~ 0.5
Forsirano hladjenje	0.5 ~ 0.02
Hladjenje pomoću tečnosti	0.02 ~ 0.005

4. Postojeće i buduće mogućnosti termoelektričnih uređaja

Termoelektrični uređaji su u suštini toplotne mašine, ali koriste elektrone (ili šupljine) kao radni fluid. Oni su konvertori energije čvrstog stanja, nemaju mehaničke pokretne delove, i samim tim su tihi, pouzdani, i ne narušavaju životnu sredinu. Međutim, ako ih poredimo sa konvencionalnim toplotnim mašinama, oni imaju relativno malu efikasnost konverzije. Kao rezultat, termoelektrični uređaji se uglavnom koriste u aplikacijama gde njihove poželjne karakteristike prevladavaju nad niskom efikasnošću. Eksploatacija termalne energije je veoma pogodna za termoelektrične aplikacije, naročito u tri aspekta koji su opisani u sledećim poglavljima.

4.1. Sistemi sa malom snagom

Napredak u modernoj mikroelektronici doveo je do značajnog smanjenja u zahtevima nivoa snage. Moderni daljinski bežični senzori mogu da rade pri nivoima snage od oko $130\mu\text{W}$. Digitalni kvarcni ručni satovi zahtevaju od $20\mu\text{W}$ do $40\mu\text{W}$. Pri takvom nivou snage, moguće je koristiti termoelektrične uređaje za eksploataciju ambijentalne toplote za napajanje bežičnih senzorskih mreža ili mobilnih uređaja. Ovo eliminiše potrebu za menjanjem baterija, ili za dugim kablovima za napajanje iz centralnih izvora energije. Posebno značajno svojstvo termoelektričnih uređaja je njihova sposobnost da generišu struju iz temperature tela čime mogu da napajaju medicinske implante, lične bežične uređaje ili drugu potrošačku elektroniku. Uspešan primer je termoelektrični ručni sat koji su razvili Seiko i Citizen. Slika 4.1 prikazuje šematski poprečni presek termoelektričnog sata.



Slika 4.1. Šematski dijagram termoelektričnog ručnog sata. Minijaturni termoelektrični konverter je smešten na donji deo ručnog sata.

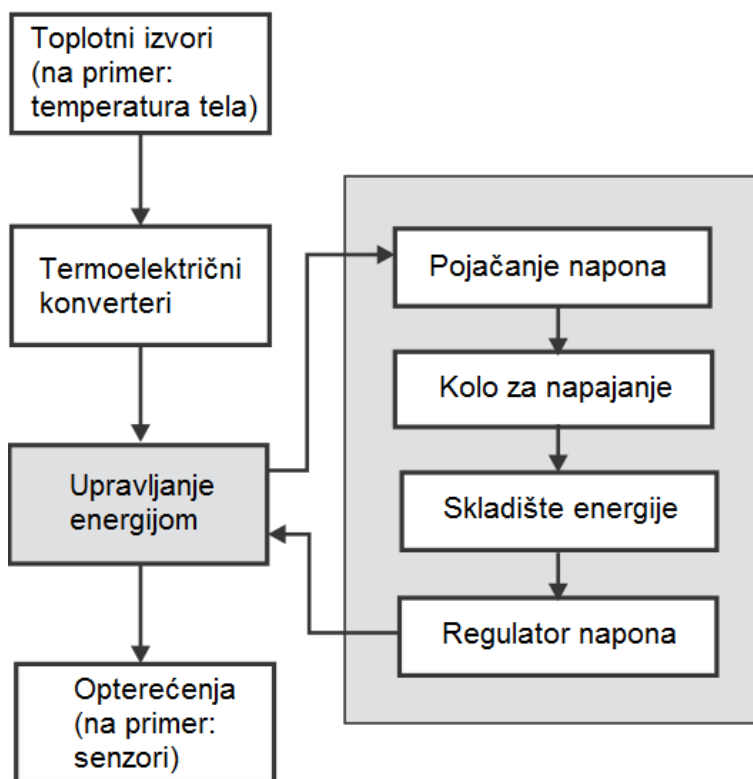
Minijaturni termoelektrični konverter koji sadrži 2268 parova Bi_2Te_3 termoelementa je postavljen sa donje strane kućišta sata. On proizvodi prosečno $25\mu\text{W}$ energije od temperaturne razlike oko 2-3K generisane od strane tela čoveka. Efikasnost konverzije je oko 0.1% (u poređenju sa Karnoovom efikasnošću od 66%). Iako je tehnološki uspešan, njegova komercijalna proizvodnja je bila ograničena zbog cene termoelektričnog konvertora.

U normalnom random okruženju, temperaturna razlika između ljudskog tela i ambijenta je oko 5-10K. Stopa generisanja temperature za prosečno ljudsko telo je tipično oko 100W. Koristeći te podatke, procenjeno je da izlazna snaga eksploatisana korišćenjem termoelektričnih uređaja može biti $20\text{-}50\mu\text{W}/\text{cm}^2$. Ovo ukazuje da snaga oko 2-5mW može da se dobije sa realnom površinom od 0.1m^2 (ekvivalentno površini od $40\text{cm} \times 25\text{cm}$) što omogućava ekstrakciju toplote sa tela čoveka bez prouzrokovanja značajnih subjektivnih neugodnosti ili nelagodnosti. Toliki nivo snage je dovoljan za neke aplikacije sa malom potrošnjom. Primer je skorašnji projekat pri EADS (European Aeronautic Defence and Space Company) za razvoj eksploatacije energije za avionsko sedišta. Sledeća generacija avionskih sedišta će imati bežične senzore ugrađene u sedišta koja prenose do daljinske table za upravljanje letom informacije kao što su, zauzetost, naslon za leđa, naslon za ruke, poziciju platoa i status pojasa za vezivanje. Iako je nekoliko senzora sedišta već dostupno, glavni izazov za dostizanje samodovoljnih operacija takve ugrađene bežične mreže je lokalni izvor snage za svako sedišta. Baterija je očigledan izbor; međutim, ona zahteva menjanje i održavanje u redovnim terminima. Termoelektrična eksploatacija energije koristi disipaciju toplote iz tela putnika za generisanje električne energije za napajanje autonomnih bežičnih senzora. Konstruisan je preliminarni sistem koji je postigao ciljnu izlaznu snagu od 1mW pod optimalnim radnim uslovima. Budući rad će ciljati na razvoj naprednih energetske sistema i smanjenje odnosa težina/snaga (trenutno pri $\sim 0.6 \text{ kg/mW}$).

Studija izvodljivosti integrisanja termoelektričnog uređaja u pametne tekstile je razmatrana u cilju napajanja medicinskih senzora na pametnoj garderobi za daljinsku medicinsku negu pacijenta. Komercijalno dostupni termoelektrični uređaji su glomazni i kruti. Oni nisu odgovarajući za nošenje. Skorašnji napredak u razvoju mikro/nano termoelektričnih uređaja pruža ugradna rešenja, a postoji i razvoj fleksibilne termoelektrične tanke prevlake ili polimera koji su tkani u fabrikama. Pojavili su se takođe i prototipovi fleksibilnih termoelektričnih konvertera od strane nekoliko grupa istraživača. Uspeh u ovom pokušaju će pružiti odgovarajuću snagu izvora za pametne tekstile. Drugi izazov u eksploataciji energije s temperature tela je da se obezbedi dovoljan transfer toplote od ljudskog tela do termoelektričnog uređaja bez prouzrokovanja nekih nelagodnosti. Iako prosečno ljudsko telo proizvodi 100W termalne energije, samo mali njen deo (moguće od 5-10W) može biti sakupljen zbog gubitka temperature isparavanjem i neprikladnim lokacijama. Dalje, odgovor kože na ambijentalnu temperaturu može da smanji generisanje temperature na mestima gde su termoelektrični uređaji povezani. Kada koža detektuje pad temperature kao rezultat transfera toplote može da dođe do suženja krvnih sudova, što dovodi do smanjenja temperature kože. Stoga se snaga izlaza i efikasnost konverzije smanjuju sa smanjenjem temperaturne razlike preko termoelektričnih uređaja. Termalni model ljudskog tela potreban je u cilju procene raspoložive termalne energiju koja može biti eksploatisana sa ljudskog tela bez nekih subjektivnih nelagodnosti.

U aplikacijama gde termalna energija nije kontinualna, ili nije dovoljna za napajanje uređaja, potrebno je skladištenje energije i sistem za upravljanje energijom radi povećanja kapaciteta termoelektrične eksploatacije energije. Na primer, energija generisana eksploatacijom termoelektrične energije iz visoko-naponskih energetske linija nije dovoljna za kontinualno kontrolisanje i prenos podataka. Ovaj nedostatak može da se prevaziđe ako daljinski mrežni

senzori rade naizmenično. Superkondenzator se koristi za akumulaciju električne energije tokom nekog vremena i tada dostavlja energiju u kratkom vremenu sa velikom snagom. Slika 4.2 prikazuje blok dijagram tipičnog skladišta energije i sistema za upravljanje energijom. Uglavnom je potrebno kolo za povećanje napona (npr. Boost konvertor), zato što je izlazni napon termoelektričnog uređaja veoma mali zbog male temperaturne razlike u ovim radnim uslovima.



Slika 4.2. Blok dijagram skladišta energije i sistema za upravljanje energijom za uređaje eksploatacije termoelektrične energije.

4.2. Obnovljivi izvori energije na bazi rasipne toplote

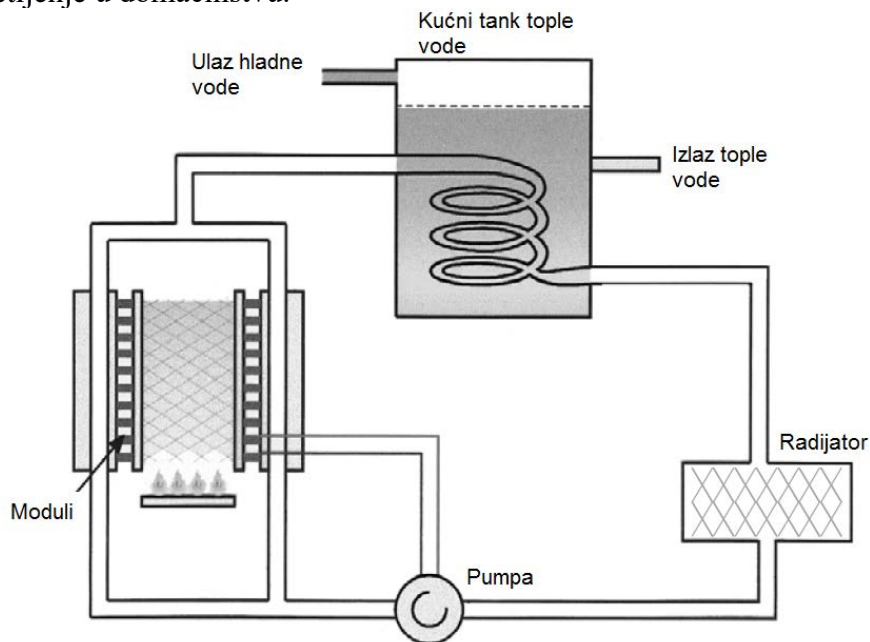
Mnogi industrijski i transportni procesi su praćeni generisanjem rasipne toplote nastale paljenjem fosilnih goriva. Nesigurnost i neprekidno povećanje cene fosilnih goriva, praćeno njihovim veoma lošim uticajem na životnu sredinu, podstakli su napore za poboljšanje energetske efikasnosti i smanjenje CO₂ emisije sistema fosilnih goriva. Oko 90% svetske korisne energije (aproximativno 10TW) generisano je toplotnim mašinama koje konvertuju toplotu u električnu ili mehaničku energiju, ali one takođe disipiraju oko 15TW toplote u okruženje. Sposobnost za eksploataciju čak i malog dela ove rasipne toplote može da ima ogroman uticaj na energetska efikasnost, što može da dovede do uštede goriva i smanjenja emisije CO₂. Za velike količine obnovljive energije na bazi rasipne toplote mogu da se koriste tradicionalni, mehanički toplotni motori, kao što su, Rankinov, Brajtonov ili Stirlingov motor; oni nude veću efikasnost konverzije od termoelektričnih uređaja. Međutim, ovi sistemi se teško skaliraju za male systemske aplikacije i ne funkcionišu dobro pri malim temperaturama (<140°C). Termoelektrični uređaji mogu da budu konkurentni u malim sistemima gde su veličina, pouzdanost i besplatno održavanje glavni faktori.

temperaturnom opsegu, modul treba da se sastoji od dva ili tri materijala kaskadno povezana, sa različitim vršnim vrednostima ZT.

Termoelektrična tehnologija za korišćenje rasipne toplote je obećavajuća energetska tehnologija koja u budućnosti može da doprinese energetske sigurnosti kreiranjem izvora energije od rasipne toplote i zaštiti životnu sredinu smanjenjem emisije CO₂. Termoelektrični sistemi generisanja energije mogu da se koriste u širokom opsegu rasipnih toplornih resursa, kao što su otpad tople vode iz fabrika, geotermalna energija vrućih izvora, vruće površine industrijskih peći i slično.

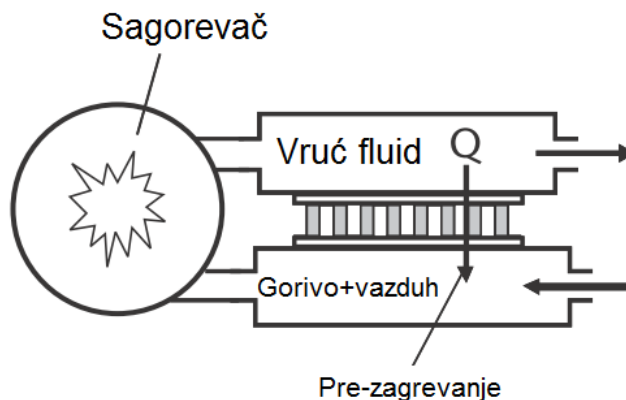
4.3. Simbiotski sistem kogeneracije

Termoelektrični uređaji imaju relativno malu efikasnost konverzije, što ukazuje da je značajan deo toplote disipiran sa hladne strane termoelektričnog uređaja. Efikasan način za korišćenje termoelektričnog uređaja je iskorišćenje toplote disipirane sa termoelektričnih uređaja. Ova analiza vodi do predloga termoelektrične toplotne i energetske kogeneracije ili kombinovanih toplotnih i energetskih sistema (CHP). U takvom slučaju, termoelektrični uređaj se koristi kao dualna-funkcionalna komponenta i za toplotni transfer i za generisanje energije. Ima mnogo situacija gde je proizvodnja temperature primarni zahtev, a gde je potrebna i struja. Tipični primer je sistem centralnog grejanja. Toplota se proizvodi gorenjem prirodnog gasa ili ulja, a struja je potrebna sa napajanje pumpi za cirkulaciju tople vode u radiatorima. Stoga, takvi sistemi treba da budu povezani i za gas i za električnu mrežu. Uključivanje termoelektričnih uređaja u centralni grejni sistem (kao što je prikazano na slici 4.4) eliminiše potrebu za mrežnom energijom. Toplota generisana sagorevanjem se prenosi u vodu preko termoelektričnih uređaja. Glavni deo proizvedene termalne energije ide u vodu, sa malim udelom koji se konvertuje u struju koja napaja vodenu pumpu. Sličan dizajn se istražuje za spajanje termoelektričnih uređaja sa solarnim sistemom za grejanje vode, gde je potrebno da pruži električnu energiju za cirkulaciju vode, kontrolu i osvetljenje u domaćinstvu.



Slika 4.4. Samonapajajući centralni grejni sistem koji koristi termoelektrični modul kao toplotni razmenjivač i konverter energije.

Na slici 4.5 je prikazan šematski dijagram termoelektričnog gorivnog sistema. Termoelektrični uređaji su umetnuti između ulaznih i izlaznih kanala sagorevača.



Slika 4.5. Šematski dijagram termoelektričnog sistema sagorevanja. Dodatno generisanju energije, efikasnost sagorevanja je poboljšana pre-zagrevanjem ulazne mešavine goriva preko termoelektričnog konvertora.

Kada vruć plamen ističe kroz izlazni kanal, deo toplote se prenosi preko termoelektričnih uređaja u ulazni kanal, koji prezagreva ulaznu mešavinu reagenasa (ili samo vazduha) do komore sagorevača. Dodatno generisanju električne energije, povećanje temperature ulazne mešavine reagenasa poboljšava efikasnost sagorevanja. Takođe olakšava sagorevanje manje kaloričnih goriva, koja nisu sagoriva pod normalnim okolnostima. Dalje, teoretska izračunavanja pokazuju da sa odgovarajućim prezagrevanjem temperature ulaznih mešavina reagenasa, efikasnost generisanja električne energije može da nadmaši maksimalnu efikasnost modula za istu temperaturnu razliku.

Termoelektrična kerozinska lampa je verovatno prvi primer konverzije energije korišćenjem termoelektričnih uređaja. Takođe je dobar primer za još jedan tip simbiotskih aplikacija, gde kerozinska lampa proizvodi svetlost što je njena primarna svrha, dok termoelektrični uređaj konvertuje toplotu nastalu gorenjem kerozina u električnu energiju za napajanje radio prijemnika. Sa trenutno dostupnim vrednostima ZT , termoelektrični uređaji teško da mogu da budu glavna energetska tehnologija. Međutim, aplikacije u eksploataciji energije, posebno, simbiotske aplikacije, nude mnoge mogućnosti za poboljšanje snage i energetske efikasnosti autonomnih sistema.

5. Primer korišćenja termalne energije ljudskog tela u bežičnoj mreži u medicini

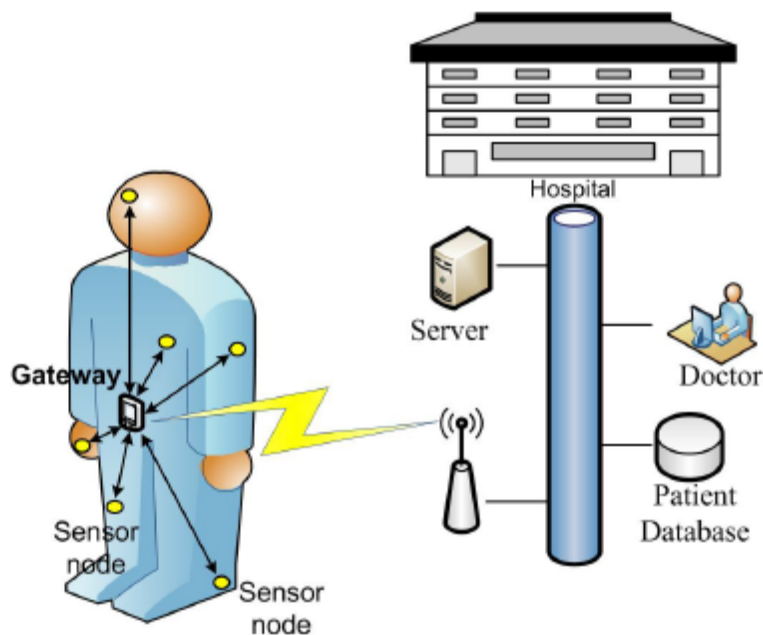
U medicinskim zdravstvenim sistemima se bežična mreža tela (Wireless body area network - WBAN) koristi za monitoring pada pacijenta detekcijom orijentacije tela (stojeći ili ležeći položaj). Prijemnik pokazuje pacijentov identifikacioni broj i aktivira zvučni signal za medicinsku pomoć ako je pad detektovan. Za konvencionalni WBAN, jedini način komunikacije s doktorovim kompjuterom ili bolničkim serverom je kroz lokalni gejtvej (*gateway*). Stoga pouzdanost WBAN u velikoj meri zavisi od životnog veka gejtveja. U ovom radu predložen je metod selektivnih gejtveja koji se bazira na rezidualnoj energiji senzornih čvorova. Menjanjem gejtveja može biti produžen životni vek WBAN. Za dalje povećanje životnog veka WBAN, predloženo je da sistem eksploatacija termalne energije koristi toplotnu energiju ljudskog tela. Energija dobijena korišćenjem termoelektričnog generatora (TEG) se skladišti u uređaju za skladištenje energije dok je dovoljno energije dostupno.

5.1. Uvod

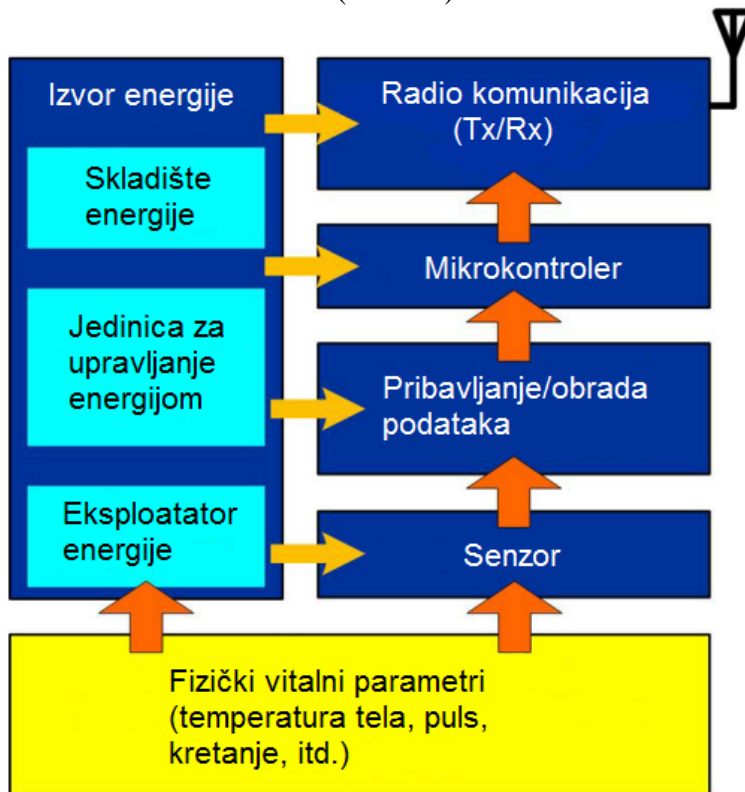
Prožimajuće i sveprisutno korišćenje kompjutera i ambijentalna inteligencija su koncepti koji evoluiraju u mnoštvo aplikacija u medicinskoj zdravstvenoj zaštiti za unapređenje načina interakcije medicinskog osoblja sa pacijentima i starijim osobama. Primenom samo-organizovanih bežičnih sistema fiziološkog monitoringa, kontinuirano praćenje određenih položaja pacijenata postaje pogodno jer osigurava pravovremenu intervenciju od strane zdravstvenih radnika. Na primer, srčani bolesnici koji nose elektrokardiogramni (EKG) sistem senzora, mogu biti praćeni bez napuštanja svog prebivališta. Na osnovu potreba aplikacija, senzorski sistem zdravstvene zaštite može biti samostalni sistem kao što je WBAN ili deo globalnog zdravstvenog sistema kako bi bio povezan direktno ili indirektno na internet, što dozvoljava medicinskom osoblju da pravovremeno primete aritmiju ili abnormalni EKG nalaz, a sve u cilju primene adekvatne medicinske procedure. Fiziološki podaci se prikupljaju u dugom vremenskom periodu tako da lekari mogu da daju odgovarajuće dijagnoze i tretman.

Različita istraživanja se sprovode u cilju razvojasenzornemreže za medicinsku zaštitu, koji se sastoji od bežičnih sistema senzora zdravstvene zaštite koji odgovaraju ljudskom telu, integracija različitih bežičnih mreža sa različitim transmisionim tehnikama i razvojem aplikacija zdravstvene zaštite kroz ove tipove mreža. Prema literaturi, postoji značajan istraživački interes u vezi sa bežičnim sistemima senzora u obliku prenosivih mobilnih uređaja za monitoring fizioloških podataka ili vitalnih znakova kao i podataka o ponašanju. Topologija mreže realizovana u zvezdu je popularna opcija za WBAN gde centralni čvor skuplja i snima detektovane informacije kao što je predstavljeno na slici 5.1. Pojedinačna mreža senzora tela može se angažovati u globalnom sistemu zdravstvene zaštite, u kome se podaci skupljeni s senzornih čvorova šalju kroz gejtvej bolnicama, klinikama i doktorima za monitoring i dijagnostiku pacijentovog zdravstvenog stanja. Osim toga, performanse mreže su u velikoj meri pod uticajem raspoloživog snabdevanja energijom, što je najčešće baterija. Ograničeno snabdevanje energijom na senzorskim čvorovima je problem za merenje, prenos podataka, konekciju mreže i životni vek. Jedan od načina za prolongiranje životnog veka čvora je da se poveća energetska kapacitet baterije. Nažalost, kapacitet baterije je proporcionalan njenoj veličini i težini, a sićušni senzorski čvor koji se koristi u senzorskoj mreži tela koji nosi čovek zahteva male dimenzije, stoga ako napajanje senzora isključivo zavisi od baterije neće biti u stanju da održi rad senzorskog čvora. Razvoj energetske eksploatacije jedna je od ključnih stavki u globalnom istraživanju, što će učiniti bežične senzorske

uređaje samonapajajućim i isplativim. Ukomponovano s odgovarajućim uređajem za skladištenje energije, rešenje korišćenja energetskih eksploatora moći će da bude primenjeno na senzorsku mrežu tela u monitoringu zdravstvene zaštite.



Slika 5.1. Arhitektura bežične mreže tela (WBAN) u medicinskom zdravstvenom sistemu.



Slika 5.2. Struktura tipičnog bežičnog senzorskog čvora napajanog eksploatacijom termalne energije.

5.2. WBAN u sistemima medicinske zdravstvene zaštite

WBAN je integrisan u brojnim aplikacijama koje su u vezi sa čovekom kao

- usluge medicinske zdravstvene zaštite
- pomoć ljudima sa invaliditetom
- promocija zdravog stila života.

Pored toga, postoje druge beneficije sa integrisanim *WBAN* koje uključuju integraciju podataka u individualne medicinske podatke i istraživačke baze podataka, kao što je otkrivanje korisnog medicinskog znanja kroz analizu podataka. U *WBAN*-u postoji nekoliko senzorskih čvorova, koji se sastoje od RF primopredajnika, procesorske jedinice i nekih senzora, raspoređenih na ljudskom biću u formi mreže povezane u zvezdu kao na slici 5.1. Sakupljaju se različiti vitalni znaci i zdravstveni podaci u dijagnostičke svrhe koristeći različite tipove fizioloških senzora, koji se nalaze u senzorskim čvorovima, kao što je elektrokardiogramski (EKG) senzor, elektromiografski (EMG) senzor, elektroencefalografski (EEG) senzor, senzor krvnog pritiska, senzor za nagib, senzor disanja, senzor pokreta, termometar itd.

Za razliku od konvencionalnih *WSN* (*Wireless Sensor Networks*), koji pokrivaju veliko područje, u smislu desetina ili hiljada m² podržanih od strane brojnih senzora, senzorski čvorovi *WBAN*-a su raspoređeni ili van ljudskog tela i formiraju nosivi *WBAN* ili su u ljudskom telu u formi implanta *WBAN*-a. Pokrivenost senzorskim čvorovima u *WBAN*-u u području od nekoliko m² ljudskog tela sa malim brojem čvorova korišćenih za monitoring vitalnih znakova pacijenta. Zato, *WBAN* mora da se suoči sa određenim istraživačkim izazovima, kao što je potrošnja energije, biokompatibilnost, pouzdano prikupljanje podataka, sigurnost, razumevanje konteksta, mala veličina i težina itd.

U tipičnom sistemu medicinske zdravstvene zaštite sa integrisanom *WBAN*, stanje pacijenta se prati redovno i šalje se pravovremeno doktorima kroz bežične komunikacione medije. U cilju postojanja konzistentnog monitoringa pacijenta, važno je da postoji dobra konekcija između senzorskog sistema na ljudskom telu i bazne stanice povezane sa lekarom. Kako je pomenuto ranije, potrošnja energije je ključni problem u *WBAN*. U zavisnosti od aplikacije i operacija senzorskog čvora u *WBAN*, potrošnja energije varira sa različitim komponentama senzorskog čvora. Među različitim komponentama, radio primopredajnik konzumira najveću količinu energije tokom primopredaje podataka. Stoga je potreban efikasan protokol energetske komunikacije da se sačuva potrošnja energije svakog senzorskog čvora i produži životni vek mreže.

Razvijen je protokol sa malom snagom *medium access control* (*MAC*) kako bi se nosio sa protraćenom energijom usled inter i intra mrežnih sudara. Obično su za *WBAN* raspoređeni na ljudskom telu, senzorski čvorovi organizovani u pojedinačnu skakajuću topologiju zvezde, gde jedan čvor postaje lokalni gejtvaj za skupljanje podataka sa svih čvorova i slanje informacija u baznu stanicu, što je bolnički server ili kompjuter lekara. Lokalni gejtvaj je tipični mobilni uređaj kao lični digitalni asistent (*personal digital assistant- PDA*), koji je jako skup i zahteva zasebni komunikacioni uređaj koji je kompatibilan sa drugim telesnim senzorskim čvorovima kao i specijalni komunikacioni servis za slanje podataka sistemskom serveru. Još važnije, mobilni uređaj troši veliku količinu energije za svoj rad, stoga je potrebno da se baterija puni regularno u cilju održavanja svog rada. Tako da, umesto korišćenja fiksnog lokalnog gejtvaja, ovaj dokument predlaže upotrebu svih senzorskih čvorova u *WBAN* za rotiranje njihovih uloga kao gejtvaja, da bi komunicirali skupljenim informacijama do glavnog *WSN* sistema.

Menjanjem gejtveja na osnovu rezidualne energije, energija između svih čvorova je balansirana, vreme trajanja gejtveja u mreži je duže i time se garantuje konekcija sa baznom stanicom. Kada se doda izvor eksploatacije energije, predloženi metod pruža korist korišćenja sakupljene energije sa svih čvorova i pruža gejtveju dovoljno vremena da napuni i obnovi svoje energetske kapacitete i prolongira životni vek mreže. Zato je potrebno koristiti energiju okoline, i u slučaju WBAN, ona može biti sakupljena sa površine ljudskog tela.

Pristup korišćenja okolne energije pruža senzorskom čvoru i mreži neograničeno snabdevanje energijom. Prilikom primene protokola energetski-efikasne komunikacije, izvor energije će pomoći da se poboljša rad *WBAN*-a dok se dizajn senzorskog čvora može optimizovati u smislu težine, veličine i snage. Okolni energetski izvori, koji mogu da se konvertuju u električnu energiju su solarne ćelije, pokreti i vibracije, termoelektrični izvori, vetar itd. Među ovima, termalna energija je jedan od potencijalnih energetskih izvora u kome se termoelektrični generator (TEG) koristi za ekstrakciju energije iz ljudske toplote.

5.3. Eksploatacija termalne energije ljudske toplote i korišćenje senzorskih čvorova

Scenario aplikacije je detekcija pada pacijenta u medicinskoj zdravstvenoj zaštiti. Detekcija pada je veoma značajna za bezbednost starijih osoba u kućnom okruženju ili garancija pacijentima sa invalidetom u bolnicama za pomoć kroz pravovremeno informisanje lekara i sestara. Raspoređivanje senzora u *WBAN*-u kao i neke metode za identifikaciju pada opisane su u [3] gde se akcelerometarski senzori postavljeni na ljudskom telu ili odeći koriste za detekciju pada. Registrovani signali se prenose u baznu stanicu i šalju se bolničkoj mreži ili doktorovom kompjuteru.

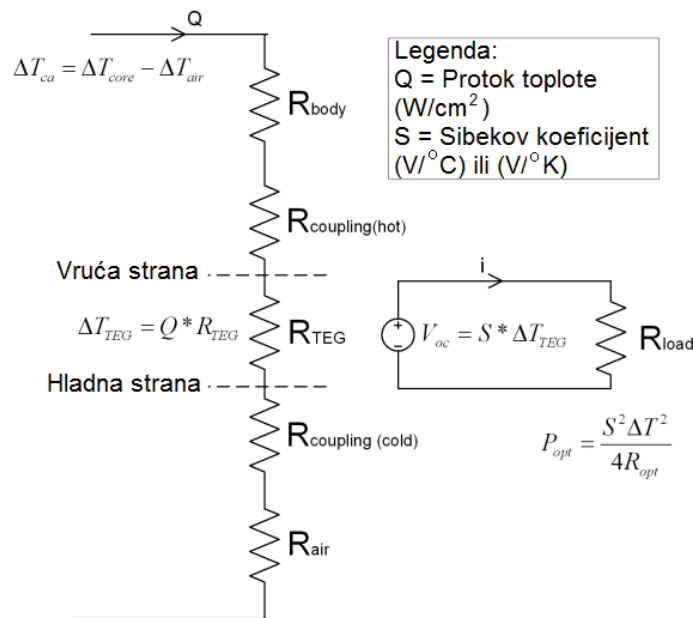
5.3.1. Struktura eksploatacija termalne energije sa termoelektričnim generatorom

Prema Starku, toplota ljudskog tela (kao i životinjskog) može se koristiti kao stabilan energetski izvor za napajanje senzorskog čvora u *WBAN*. Količina energije oslobođena metabolizmom (tradicionalno merena u Met, 1Met=58.15 W/m² telesne površine) umnogome zavisi od mišićne aktivnosti. Odrasla osoba ima prosečnu površinu tela od 1.7m², tako da takva osoba u uslovima termalnog komfora sa nivoom aktivnosti od 1Met imaće gubitak toplote od 100W. Metabolizam može da ide od 0.8Met što je u toku spavanja do 9.5 Met tokom sportskih aktivnosti. Najčešće uzimana vrednost je 1.2 Met što odgovara normalnoj aktivnosti kao što je sedenje u kancelariji, što vodi ka rasipanju energije od 119W, sagorevajući oko 10.3MJ dnevno. Kada se zna ulaz termalne energije, ekvivalentna električna kola strukture eksploatisane termalne energije (*TEH*) sa termoelektričnim generatorom (*TEG*), kao na slici 5.5, se mogu analizirati.

Na levoj strani slike 5.5, prikazano je termalno ekvivalentno kolo *TEG*-a u kontaktu sa ljudskom kožom. Protok toplote Q , nalazi se između tela sa temperaturom jezgra T_{core} i okolnog vazduha T_{air} , sa nižom temperaturom kroz prateće termalne otpornosti predstavljajući telo R_{body} , interfejs između tela i *TEG*-a (vruća strana) $R_{coupling(hot)}$, *TEG* - R_{TEG} , interfejs između *TEG* (hladna strana) $R_{coupling(cold)}$ i okolnog vazduha R_{air} . Ovo rezultuje sledećom jednačinom (5.9),

$$Q = \frac{\Delta T_{ca}}{R_{body} + R_{coupling(hot)} + R_{TEG} + R_{coupling(cold)} + R_{air}}, \quad (5.9)$$

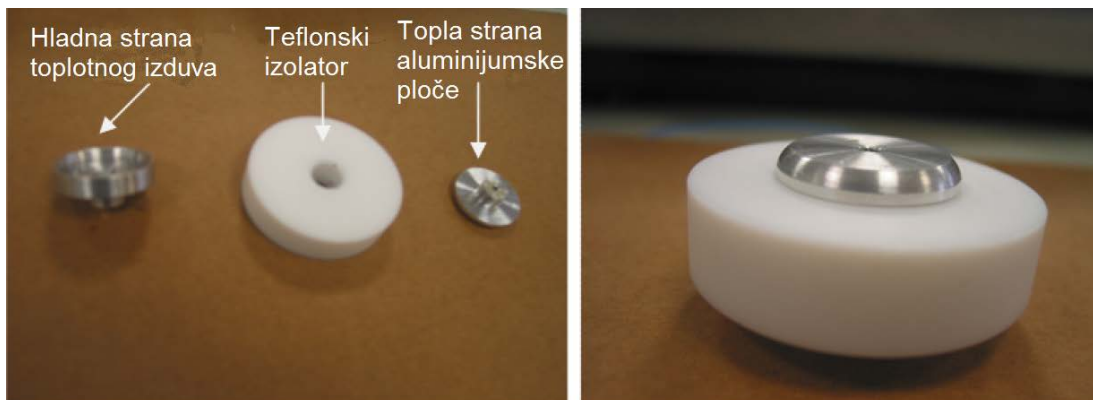
koja objašnjava vezu između temperature razlike tela i vazduha, ΔT_{ca} , protoka toplote i varijabilne termalne otpornosti *TEH* strukture. Znajući ovu vezu, mogu biti indentifikovani važni faktori koji utiču na ukupnu efikasnost sistema radi unapređenja njegovih performansi.



Slika 5.5. Termalna analiza termoelektričnog generatora (TEG).

Zadržavajući odnos $Q = \frac{\Delta R_{TEG}}{R_{body} + R_{coupling(hot)} + R_{TEG} + R_{air}}$, ΔT_{ca} i Q što većim, postižu se bolje performanse ukupne eksploatacije termalne energije. Kada postoji temperaturna razlika strukture termoelektričnog generatora, otpor toplote, nastanjen u sistemu eksploatacije termalne energije, generiše se određeni gubitak toplotne energije. Kod protoka toplote sa tela do *TEG* i sa *TEG* do vazduha, materijal mehaničke strukture utiče na performanse sistema. Ovi kritični faktori uzeti su u obzir tokom dizajna i razvoja sistema eksploatacije termalne energije (*TEH*).

Termoelektrični generator (*TEG*) koji je baziran na Sibekovoj teoriji, koristi se kao konvertor energije za transformaciju termalne energije u električnu. U našem dizajnu, termoelektrični generator napravljen je od aluminijuma i teflona. Aluminijum je dizajniran da deluje kao vruća ploča sa malom površinom u cilju brzog skupljanja toplote i kao hladna ploča dizajnirana da deluje kao dobar toplotni difuzer. Teflon se koristi kao izolator smešten između tople i hladne ploče kako bi efikasno smanjio konvekciju i radijaciju toplote sa tople i hladne ploče, sprečavajući zagrevanje koje je nepoželjno jer redukuje termalni gradijent između ploča što utiče na protok toplote i izlaznu snagu. Dizajn prototipa *TEH* strukture sa *TEG* prikazan je na slici 5.6.

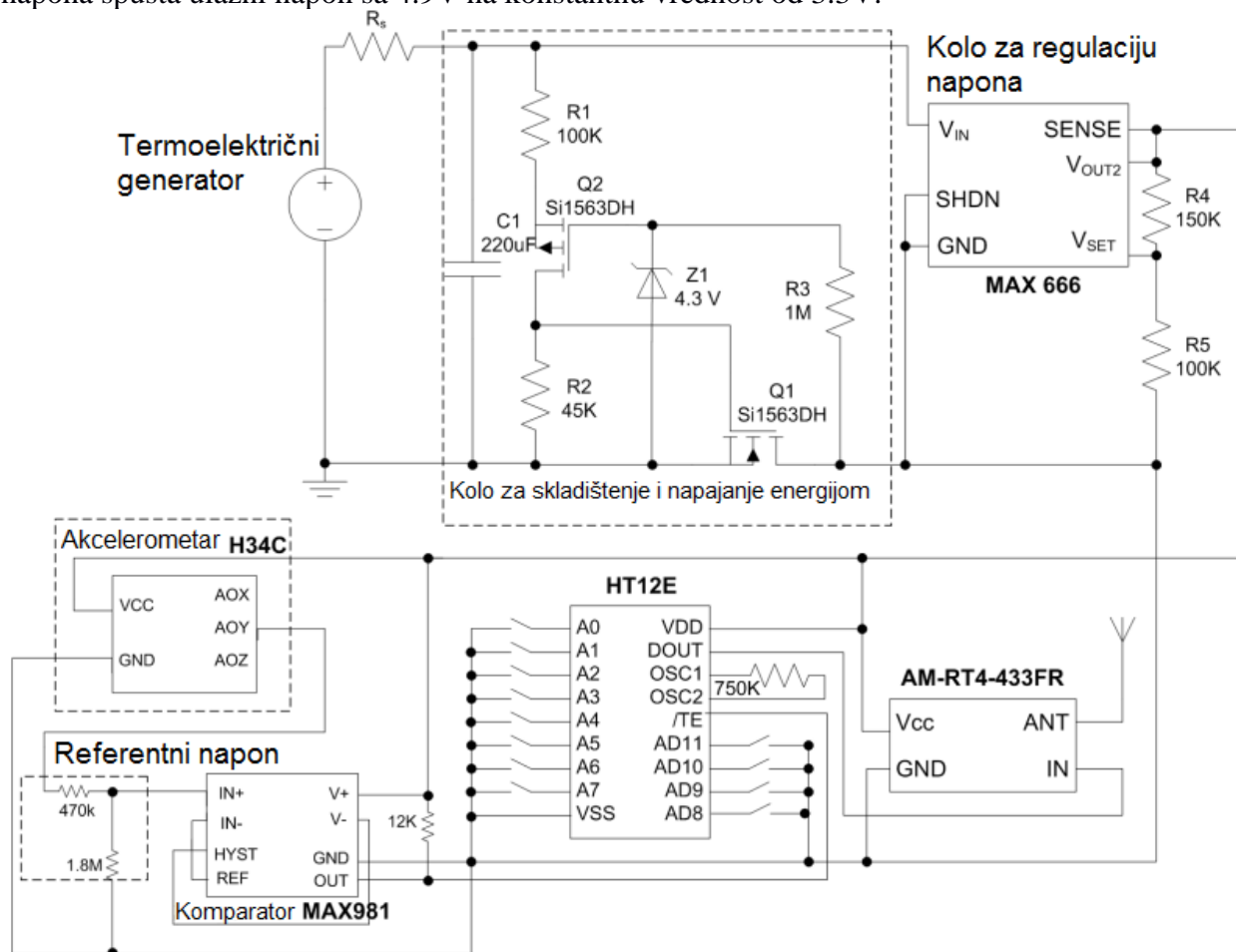


Slika 5.6. Prototip termoelektričnog generatora.

5.3.2. Kola za upravljenje energijom

Upravljanje energijom kola *TEH* sistema sadrži skladište energije i kolo za snabdevanje, kao što je opisano [4] i kolo za regulaciju napona, kao na slici 5.7. Energija se iz *TEG*-a skladišti u kondenzatoru do nivoa dovoljnog za napajanje potrošača. Proces skladištenja i korišćenja ove energije je pod kontrolom kola za napajanje sa 2 MOS prekidača Q1 i Q2. Za vreme punjenja kondenzatora Q1 i Q2 su isključeni, čime je obavljeno izolovanje *TEG*-a i potrošača.

Kada napon na kondenzatoru dostigne napon od 4.9V, Q1 se uključuje i aktivira kontrolni prekidač Q2. Energija akumulirana u kondenzatoru tada napaja regulator napona. Regulator napona spušta ulazni napon sa 4.9V na konstantnu vrednost od 3.3V.

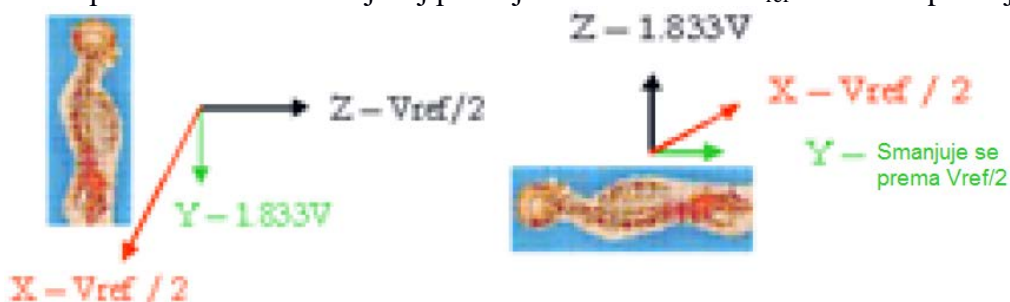


Slika 5.7. Šematski dijagram senzorskog čvora za eksploataciju termalne energije za detekciju pada

5.3.3. Senzor za detekciju pada

Sistem eksploatacije termalne energije je dizajniran da napaja sistem za detekciju pada čoveka, senzorski čvor tela je montiran na ljudsko telo i služi za detekciju pada, a detektovanje pada je pomoću akcelerometra. Ako je pad detektovan, signal se šalje preko bežičnog komunikacionog sistema u baznu stanicu, koji se procesuiru i prosleđuje ka doktorima i sestrama za monitoring pacijentovog stanja i preuzimanja hitne medicinske pomoći. Na osnovu zahteva

aplikacije, izabran akcelerometar mora preko svoje interne nomenklature da detektuje i diferencira pad od stojećeg položaja, i da naknadno da drugačiji izlazni nivo napona i tako označi detektovanu informaciju u skladu s tim. Akcelerometar, H34C, firma Hitachi, je male veličine, visoke senzitivnosti 3-ose. X,Y,Z - ose, veoma male potrošnje energije od 1mW, 3.3V potrebnog napajanja i sposoban je da detektuje statičko i dinamičko ubrzanje. U ovom radu, režim statičke detekcije koristi se za detekciju položaja, pada i stojeće pozicije, kao na slici 5.8. Izlazni napon Y je signal za detekciju pada. Princip dizajna oslanja se na činjenicu da je Y uvek na svom podešenom naponu od 1.833V u stojećoj poziciji i uvek na svom $V_{ref}/2$ nivou u poziciji pada.



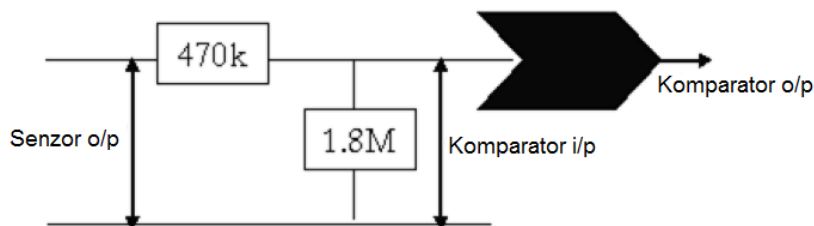
Slika 5.8. Očitavanje držanje tela koristeći H34C.

Da bi se napravilo poređenje između stojećeg položaja i pada, koristi se komparator male snage. Izlazni napon V_{out} komparatora je određen sledećim uslovima:

$$V_{in} = (V^- + 1.182V), V_{out} = 0V \quad (5.10)$$

$$V_{in} \geq 1.182V, V_{out} = V^+ \quad (5.11)$$

Na osnovu uslova očitavanja, signal uslovnog kola za obradu akcelerometarskog signala napona i komparator izlaznog napona ilustrovani su na Slici 5.9.



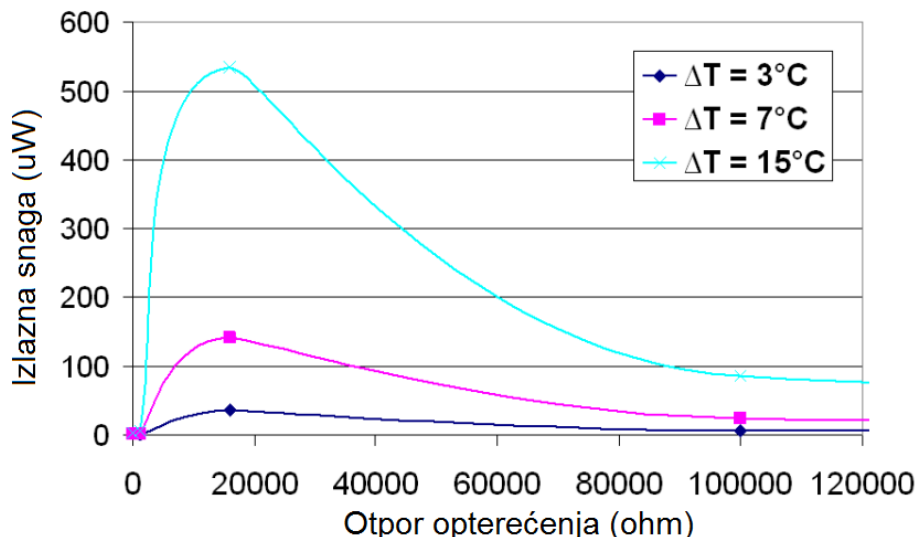
Slika 5.9. Kolo adaptacije napona za kalibraciju izlaznog napona akcelerometra.

5.3.4. Komunikacija

Kao što je pomenuto ranije, radio prenošenje troši najviše energije među različitim komponentama senzorskog čvora, zato je izabran par predajnik-prijemnik sa malo snage AM RT4-433 i AM HRR30-433, koji troši oko 10mW pri naponu 3.3V. Izabran je odgovarajući koder, HT12E, sa veoma niskom potrošnjom, za kodiranje komunikacione adrese i pacijentovih identifikacionih podataka za prenos. U ovom slučaju, kada pacijent padne, izlaz komparatora postaje 0V, na taj način omogućava transmisiju komunikacione adrese i pacijentovih informacija preko transmitera kako bi preneo kodirane bitove u prijemnik bežičnim putem. Primljeni signal se onda dekodira preko HT12D kako bi aktivirao hitan poziv pacijenta, prepoznat preko njegovog identifikacionog broja.

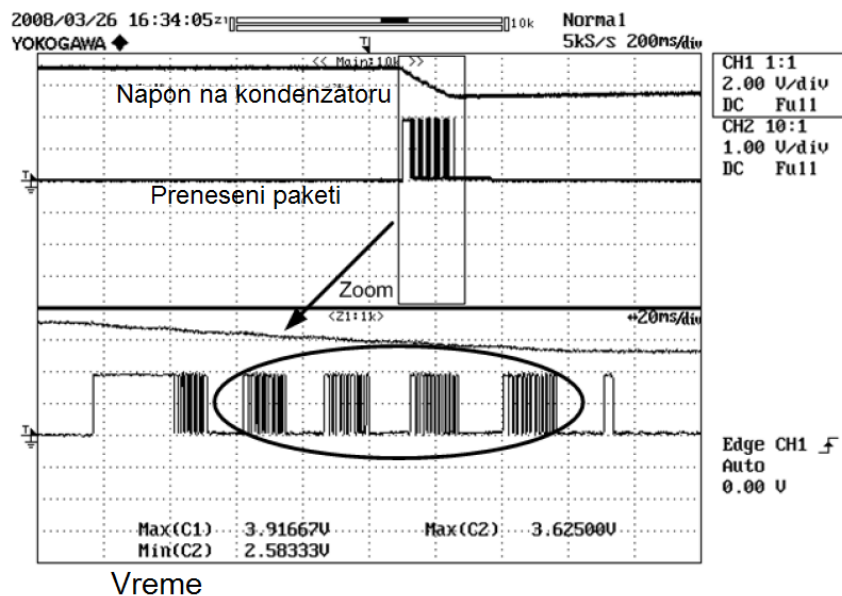
5.4. Eksperimentalni rezultati

Sprovedena su brojna istraživanja u cilju verifikacije predloženog sistema eksploatacije termalne energije za napajanje senzorskog čvora u WBAN. Struktura sistema za eksploataciju termalne energije je prvenstveno korišćena za determinaciju količine eksploatisane električne energije. Kada su različiti termalni gradijenti od 3°C do 15°C primenjeni širom eksploatora termalne energije, maksimalna generisana električna energija prikazana je na slici 5.10, u rangu od 40 μW do 520 μW na istom opterećenju otpornosti od 16K Ω .



Slika 5.10. Snaga generisana termoelektričnim generatorom za različite uslove opterećenja.

Eksploatisana električna energija od 520 μW pri 15°C definitivno nije dovoljna da direktno drajvuje senzorski čvor koji zahteva oko 14mW snage. Zato su skladište energije i kolo za snabdevanje implementirani u most između izvora i opterećenja (videti sliku 5.7)



Slika 5.11. Detektovani signal pada u baznoj stanici

Uspešna transmisija detektovanog signala koji označava pad može se videti na slici 5.11. Vreme punjenja kondenzatora je veoma kratko, u intervalu manjem od 30sec sa termalnim gradijentom od 15°C. Stvarno preneseni paketi su bili 5 digitalnih paketa preko 120msec, stvarna korisna energija upotrebljena za izjednačavanje 50ms vremena aktivne transmisije korišćenjem 660 μ J i 20msec za vreme rada za ostala opterećenja koristeći 292 μ J, pa je potrebno 952.4 μ J energije da bude skladišteno u kondenzatoru.

7. Literatura

- [1] Stephen Beeby, Neil White , Energy Harvesting for Autonomous Systems (Smart Materials, Structures, and Systems), Artech house 2010, pp. 135-169.
- [2] D.C. Hoang, Y.K. Tan, H.B. Chng and S.K. Panda, “*Thermal Energy Harvesting From Human Warmth For Wireless Body Area Network In Medical Healthcare System,*” PEDS 2009, pp. 1277-1282.
- [3] M. Kangas, A. Konttila, I. Winblad and T. Jms, “*Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection,*” 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007. pp. 1367-1370.