

Pengujian Bending Biomaterial Hidroksiapatit dari Tulang Sapi sebagai Prosthesis Sendi Rahang (TMJ) pada Manusia

Hikmah Annur dan Yusuf Kaelani

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111 Indonesia

e-mail: y_kaelani@me.its.ac.id

Abstrak—Dalam dunia kedokteran jika terapi fisik dan obat-obatan tidak dapat mengatasi kelainan atau kerusakan pada sendi rahang pasien maka jalan satu-satunya adalah dengan dilakukan perawatan bedah dengan mengganti sendi yang mengalami gangguan dengan *prosthesis* sebagai pengganti anggota gerak yang hilang. Dalam penelitian ini digunakan material hidroksiapatit dalam pengujian *bending* karena memiliki komposisi kimia yang sama dengan jaringan keras pada manusia seperti gigi dan tulang. Penelitian ini bertujuan mencari nilai tegangan *bending* maksimum yang bisa diterima oleh komposit hidroksiapatit. Penelitian ini dilakukan dengan mengambil variasi fraksi *volume* hidroksiapatit 40% HA, 50% HA, 60% HA, dan 70% HA. Setelah itu material di uji bending dengan menggunakan standar ASTM D790 dengan menggunakan metode pengujian *three point bending*. Dari penelitian ini didapatkan bahwa tegangan *bending* maksimum sebesar 31.2 Mpa pada spesimen dengan persentase hidroksiapatit 50% fraksi *volume*. Fraksi ini adalah fraksi yang paling optimal di antara variabel-variabel uji lain.

Kata Kunci— ASTM D790, *Bending test*, fraksi *volume*, hidroksiapatit.

I. PENDAHULUAN

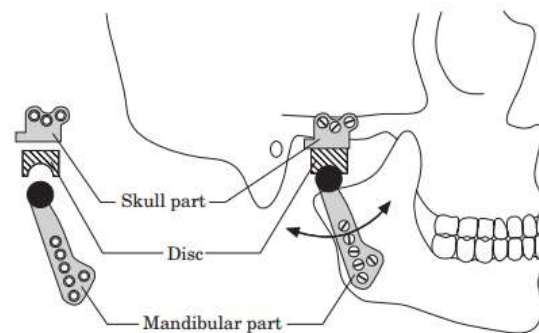
TEMPOROMANDIBULAR *joint* (TMJ) atau sendi rahang memiliki peran pada proses mengunyah serta berbicara. Kelainan pada TMJ dapat menyebabkan gangguan pada kedua proses tersebut selain itu dengan bertambahnya usia tulang-tulang tersebut akan keropos sehingga bisa retak bahkan patah, tidak hanya pertambahan usia saja yang bisa merusak tulang, jika tulang menerima beban yang lebih besar dari beban yang sanggup diterima maka tulang tersebut akan patah.

Jika tulang sudah rusak atau patah tentu saja kita tidak bisa melakukan kegiatan seperti biasanya, terutama jika itu menyangkut tulang-tulang yang digunakan untuk mengkonsumsi makanan dan minuman tentu saja hal tersebut akan berakibat fatal. Tentu kita harus menggantinya dengan benda lain yang sama fungsi dan sifatnya dengan tulang tersebut.

Dengan perkembangan ilmu pengetahuan yang berkembang pesat saat ini, muncul ilmu-ilmu baru yang memadukan beberapa ilmu yang sudah ada. Seperti saat ini yang banyak berkembang adalah perpaduan antara ilmu kedokteran dengan ilmu teknik yang disebut dengan *biomechanical*. Aplikasi dari bidang ini misalnya persendian buatan pada manusia. Sendi rahang atau sering disebut

dengan *temporomandibular joint* atau TMJ adalah sendi yang menghubungkan antara *temporal bone* dan tulang rahang bagian bawah yang disebut *mandible* dapat dilihat pada gambar 1. Salah satu ciri khas dari sendi rahang adalah terdapatnya *articular disc* yaitu sebuah jaringan oval tipis yang memungkinkan rahang untuk bergerak secara rotasional dan translasional.

Biomaterial hidroksiapatit (HA) merupakan biomaterial yang sangat sering dipakai untuk aplikasi medis. Hidroksiapatit memiliki komposisi kimia yang sama dengan



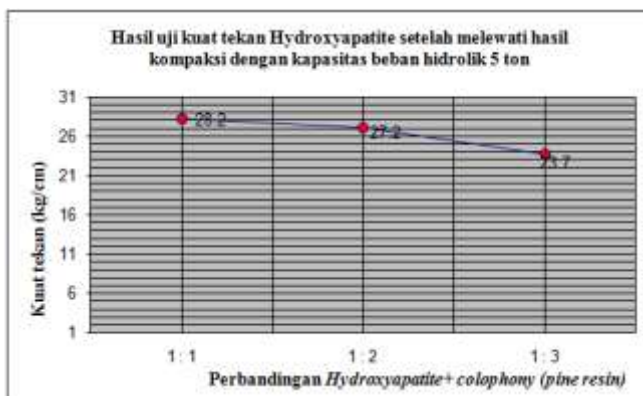
Gambar 1. Desain dasar dari Groningen *prosthesis* TMJ, terdiri dari bagian *fossa*, bagian *mandibular*, dan *disc* yang bersingungan [1].

jaringan keras pada manusia seperti tulang dan gigi. Material ini memiliki beberapa kelebihan, diantaranya memiliki biokompatibilitas yang baik dan mempunyai kekuatan mekanik yang cukup untuk aplikasi implan tulang. Walaupun demikian belum pernah ada kajian masalah penggunaan material hidroksiapatit untuk material sendi rahang buatan.

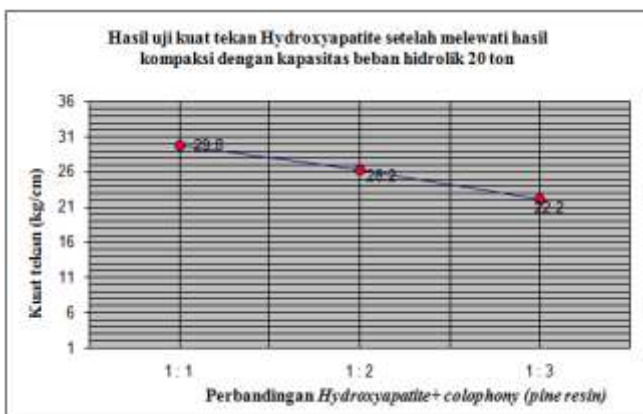
Irwan Hermawan melakukan penelitian tentang Pengaruh Penyebaran Hidroksiapatit (Hap) Terhadap Kekuatan Komposit Matrik Colophony (Pine Resin) yang dengan variasi fraksi volume yaitu 1:1, 1:2, dan 1:3 serta juga memvariasikan beban hidrolik yang diberikan pada spesimen, yaitu 3 ton, 5 ton, dan 20 ton untuk uji tekan [2]. Setelah melakukan pengujian didapatkan hasil seperti pada gambar 2, gambar 3, dan gambar 4 dimana kekuatan tekan optimal terdapat pada spesimen dengan komposisi hidroksiapatit dan pine resin sebesar 1:1 untuk semua variasi pembebanan yang diberikan.



Gambar 2. Uji kuat tekan spesimen dengan beban 3 ton [2]



Gambar 3. Uji kuat tekan spesimen dengan beban 5 ton [2]



Gambar 4. Uji kuat tekan spesimen dengan beban 20 ton [2]

II. METODE PENELITIAN

A. Sintesis HA dan Pembuatan Komposit

Hidroksiapatit (HA) yang digunakan pada penelitian ini merupakan hasil sintesis dari tulang sapi yang kemudian digunakan untuk pembuatan spesimen komposit yang berpenguat granular/partikel [3]. Untuk mensintesis HA, tulang sapi yang didapatkan dari tempat penjualan daging di kota Surabaya dibersihkan terlebih dahulu dari sisa-sisa jaringan lunak berupa otot, ligamen maupun sumsum. Untuk mempermudah pembersihan, tulang sapi direbus selama ±2 jam. Proses penghilangan lemak dilakukan dengan merebus

tulang sapi yang telah dibersihkan dari jaringan lunak selama 30 menit. Proses ini dilakukan berulang-ulang untuk mendapatkan tulang sapi yang benar-benar bersih dari jaringan lunak dan lemak. Tulang sapi yang benar-benar bersih kemudian dikalsinasi pada temperatur 900 °C dan ditahan pada temperatur tersebut selama 2 jam untuk menghilangkan seluruh unsur organik yang terkandung di dalam tulang sapi. Hasil dari kalsinasi kemudian dihaluskan untuk memperoleh serbuk HA. Proses pembuatan serbuk hidroksiapatit dapat dilihat pada gambar 5.

Komposit dibuat dengan mencampurkan HA serbuk dan resin *unsaturated polyester* berdasarkan fraksi volume.



Gambar 5. Proses pembuatan serbuk HA

Fraksi volume yang digunakan adalah 40%, 50%, 60% dan 70% HA. Untuk membuat 100 ml komposit dengan 40% HA misalnya, maka dibutuhkan 40 ml serbuk HA dan 60 ml resin. Kedua bahan tersebut kemudian dicampur dan diaduk sampai rata untuk memastikan homogenitas campuran kemudian diberi katalis. Campuran tersebut kemudian dituang dalam cetakan khusus untuk membentuk spesimen dan ditunggu selama ±48 jam sampai komposit benar-benar kering. Hasil cetakan berupa balok pejal dengan panjang ±96 mm, lebar ±19 mm, dan tebal ±5mm. Spesimen uji dapat dilihat pada gambar 6.



Gambar 6. Spesimen uji

B. Pengujian Bending

Pengujian *bending* pada penelitian ini dilakukan menggunakan mesin uji bending AUTOGRAPH, dapat dilihat pada gambar 13 dan menggunakan standar pengujian ASTM D790 [4], dimensi spesimen uji, dapat dilihat pada gambar 12. Untuk mengetahui berapa beban yang maksimal yang mampu di terima spesimen. Sebelum dilakukan pengujian bending, dilakukan pengukuran pada panjang, lebar, dan tebal spesimen. Setelah pengujian dilakukan, akan diketahui berapa beban maksimal yang mampu diterima oleh spesimen yang kemudian akan dihitung nilai kekuatan bendingnya menggunakan persamaan (1). Keempat variasi dari kandungan HA (40%, 50%, 60%, dan 70%) diuji bending hingga patah. Untuk masing-masing persentase,

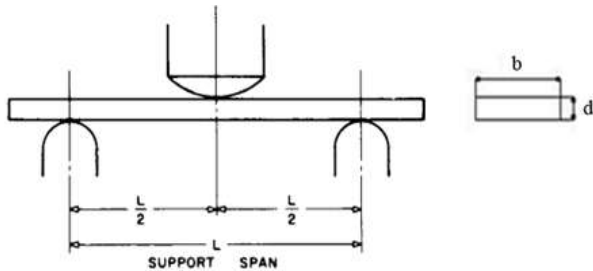
tiga spesimen diuji sehingga total spesimen yang diuji adalah sebanyak 12 spesimen.

III. HASIL DAN ANALISA

Tegangan bending dihitung berdasarkan persamaan (1) dimana σ adalah tegangan bending maksimal yang mampu diterima oleh spesimen dalam satuan Mpa, P adalah beban maksimal yang mapu diterima oleh spesimen dalam satuan kgf, L adalah jarak dari penumpu (*support span*), b adalah lebar spesimen dalam satuan mm, dan d adalah tebal dari spesimen dalam satuan mm, dapat dilihat pada gambar 7.

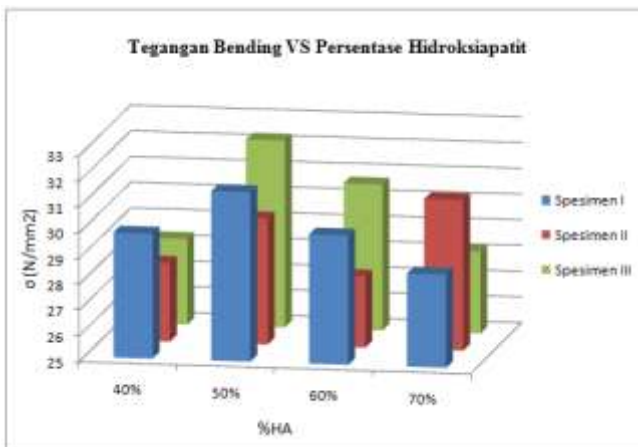
$$\sigma = \frac{3 P.L}{2 b.d^2} \tag{1}$$

Gambar 8 menunjukkan hasil perhitungan dari tegangan bending maksimal yang mampu diterima oleh spesimen. Terlihat bahwa pada spesimen dengan persentase 40%, 50%,



Gambar 7. Skema dari *three point bending test* [4].

60%, dan 70% semuanya mempunyai nilai tegangan bending yang fluktuatif hal ini dikarenakan peletakan spesimen yang dilakukan secara manual serta tidak menggunakan penjepit (*chuck*) sehingga ketika beban diberikan ada kemungkinan spesimen bergeser dan beban jatuh tidak pada titik yang diinginkan. Selain itu, fluktuasi nilai tegangan bending yang terlihat pada gambar 8 juga berkaitan dengan proses pembuatan spesimen dimana serbuk hidroksiapatit yang digunakan tidak tersebar merata pada spesimen sehingga mengakibatkan nilai tegangan

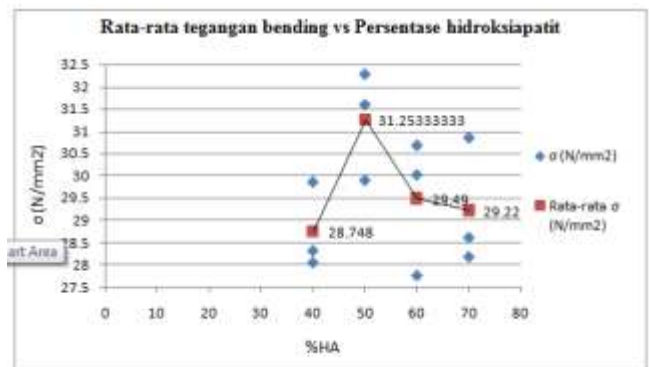


Gambar 8. Nilai tegangan bending dari spesimen komposit HA + resin unsaturated polyester. Satuan densitas dibuat dalam N/mm² untuk memudahkan penyajian.

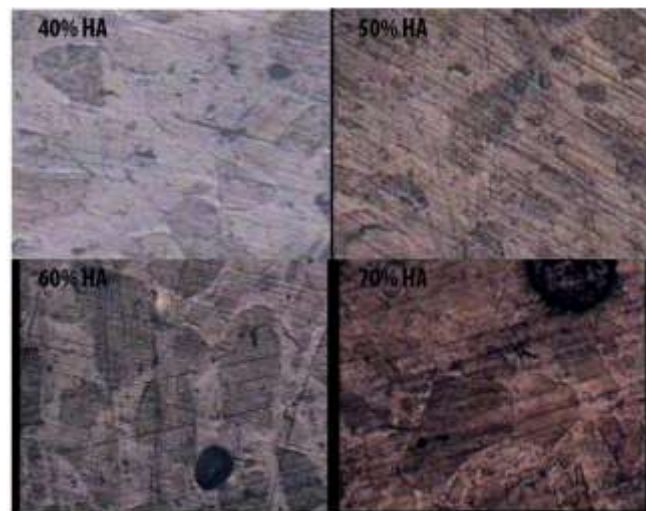
bending dari hasil pengujian mempunyai nilai yang fluktuatif.

Grafik perubahan nilai tegangan bending terhadap kandungan HA dapat dilihat pada gambar 9. Nilai tegangan bending yang ditampilkan pada gambar 9 merupakan nilai rata-rata untuk masing-masing variasi fraksi volume (persentase kandungan HA). Dapat disimpulkan bahwa fraksi volume optimal spesimen komposit antara HA dan resin unsaturated polyester berada pada 50% fraksi volume.

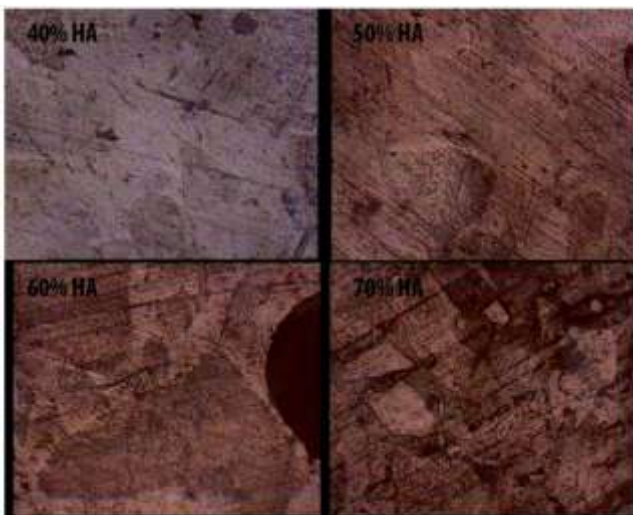
Untuk melengkapi analisa dan pembahasan yang telah penulis lakukan maka dilakukan pengambilan data foto mikro pada spesimen dengan mengambil satu sampel dari setiap variasi fraksi volume hidroksiapatit, hasil foto mikro dapat dilihat pada gambar 10 untuk perbesaran 50x dan gambar 11 untuk perbesaran 100x.



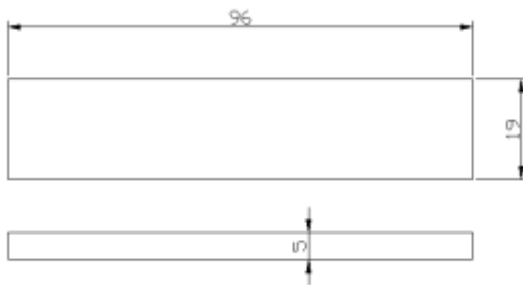
Gambar 9. Hasil perhitungan laju keausan. *Dry sliding* adalah pengujian tanpa lubrikasi dan *lubricated* adalah pengujian dengan lubrikasi



Gambar 10. Foto mikro perbesaran 50x



Gambar 11. Foto Mikro Perbesaran 100x



Gambar 12. Dimensi specimen uji beding



Gambar 13. Mesin uji bending AUTOGRAPH

Dari gambar 10 dan gambar 11 dapat dilihat semakin besar persentase hidroksiapatit warna dari foto mikro spesimen semakin gelap dan mempunyai jarak ikatan antara serbuk hidroksiapatit dan resin yang semakin rapat, hal ini terlihat pada perbesaran 50x maupun perbesaran 100x. Kemudian pada persentase hidroksiapatit 50% gambar foto mikro terlihat buram yang menunjukkan serbuk

hidroksiapatit dan resin tercampur sempurna sehingga membuat ikatan antara keduanya semakin kuat dan mampu menghasilkan tegangan bending yang paling besar diantara variabel-variabel lain (40%, 60%, dan 70% hidroksiapatit).

IV. KESIMPULAN

Nilai tegangan bending maksimum yang mampu diterima material hidroksiapatit sebesar 31.2523 Mpa dan nilai tegangan bending optimal berada pada spesimen dengan persentase hidroksiapatit 50% fraksi volume. Hal ini dikarenakan hidroksiapatit dan resin tercampur sempurna sehingga membuat ikatan antara keduanya lebih kuat.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis H. Annur ingin mengucapkan terima kasih kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat (LPPM) ITS yang telah membantu dalam proses kalsinasi untuk pembuatan serbuk hidroksiapatit (HA) dan kepada Laboratorium Dasar Bersama Universitas Airlangga yang telah membantu dalam pelaksanaan pengujian bending untuk pengambilan data.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Louhenapessy, Jandri. 2010. Tesis : *Analisa Statik dan Kelelahan Material Condylar Prothesis dari Grongingen Temporomandibular Joint Prothesis Menggunakan Metode Elemen Hingga*. Jurusan Teknik Mesin ITS.
- [2] Hermawan, Irwan. *Pengaruh Penyebaran Hidroksiapatit Terhadap Kekuatan Komposit Matrik Colophony (Pine Resin)*. 19 Desember 2014. <http://openstorage.gunadarma.ac.id/PresentasiSidang/irwan%20presentasi.ppt>
- [3] Armalia A. K. 2008. *Analisis Kristal dan Morfologi Permukaan Komposit Partikel Marmer Kalsit*. Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Pertanian Bogor.
- [4] Annual Book of ASTM Standards, D790. *Standard Test Method for Flexural and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials (Metric)*. American Society for Testing and Materials (1984).